

Aus dem Med. Zentrum für  
**Operative Medizin der Philipps-Universität Marburg**  
**Klinik für Orthopädie und Rheumatologie**

Geschäftsführende Leiterin: Prof. Dr. Susanne Fuchs  
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg in Zusammenarbeit  
mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH,  
Standort Marburg

---

**Einfluss der Knochendichte des Tibiakopfes auf die  
Frühlockerung/Migration von Tibiakomponenten  
nach Knie-TEP-Implantation**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Medizin  
dem Fachbereich Humanmedizin der

Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von  
Stephanie Tysper  
aus Bottrop-Kirchhellen

Marburg 2006

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin der Philipps-Universität Marburg am:  
23.02.2006

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs .

Dekan: Prof. Dr. med. Maisch

Referent: Prof. Dr. med. H. Kienapfel

Korreferent: PD Dr. P. Hadji

Meinen Eltern



## **Inhaltsverzeichnis**

|                                                                                                              |           |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1. Einleitung</b>                                                                                         | <b>7</b>  |
| <b>1.1 Künstlicher Kniegelenksersatz (Total Knee Arthroplasty)</b>                                           | <b>7</b>  |
| 1.1.1 Ursachen für den artifiziellen Kniegelenksersatz                                                       | 7         |
| 1.1.2 Ätiologie und Pathogenese der Arthrose                                                                 | 8         |
| 1.1.3 Symptome der Arthrose                                                                                  | 10        |
| 1.1.4 Diagnostik der Arthrose                                                                                | 11        |
| 1.1.5 Therapiemöglichkeiten der Arthrose                                                                     | 12        |
| 1.1.5.1 konservative Therapie der Kniegelenksarthrose                                                        | 12        |
| 1.1.5.2 operative Therapie der Kniegelenksarthrose                                                           | 14        |
| <b>1.2 Die Entwicklung der Knieendoprothetik im Überblick</b>                                                | <b>18</b> |
| <b>1.3 Röntgenstereometrische Analyse (RSA)</b>                                                              | <b>20</b> |
| <b>1.4 Knochendichtemessung</b>                                                                              | <b>21</b> |
| 1.4.1 Möglichkeiten der klinischen Knochendichtemessung                                                      | 22        |
| 1.4.2 Entwicklung der Knochendichtemessung                                                                   | 22        |
| 1.4.3 CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)                                                                       | 24        |
| 1.4.4 MR-Osteodensitometrie (MR-ODM)                                                                         | 25        |
| <b>2. Fragestellung</b>                                                                                      | <b>27</b> |
| <b>3. Material und Methoden</b>                                                                              | <b>29</b> |
| <b>3.1 Durchführung</b>                                                                                      | <b>29</b> |
| 3.1.1 Patientenpopulation, Ablauf, Altersverteilung, präoperative Achsfehlstellungen, Geschlechterverteilung | 29        |
| 3.1.2 Ein- und Ausschlusskriterien der Operation                                                             | 32        |
| <b>3.2 Implantattyp</b>                                                                                      | <b>33</b> |
| <b>3.3 Implantationstechnik</b>                                                                              | <b>35</b> |
| <b>3.4 Digitale Röntgenstereometrie</b>                                                                      | <b>37</b> |
| <b>3.5 CT-Osteoabsorptiometrie</b>                                                                           | <b>44</b> |
| 3.5.1 Bildakquisition                                                                                        | 45        |
| 3.5.2 Bildauswertung                                                                                         | 47        |
| <b>3.6 MRT-Densitometrie</b>                                                                                 | <b>47</b> |
| 3.6.1 Bildakquisition                                                                                        | 47        |
| 3.6.2 Bildauswertung                                                                                         | 49        |
| <b>4. Ergebnisse</b>                                                                                         | <b>52</b> |
| <b>4.1 Personenbezogene Daten</b>                                                                            | <b>52</b> |
| <b>4.2 RSA-Ergebnisse</b>                                                                                    | <b>53</b> |
| 4.2.1 Maximum Total Point Motion                                                                             | 55        |
| 4.2.2 Maximum Liftoff                                                                                        | 56        |
| 4.2.3 Maximum Subsidence                                                                                     | 57        |
| 4.2.4 X-Rotation                                                                                             | 58        |
| 4.2.5 Y-Rotation                                                                                             | 60        |
| 4.2.6 Z-Rotation                                                                                             | 62        |
| 4.2.7 X-Translation                                                                                          | 64        |
| 4.2.8 Y-Translation                                                                                          | 66        |
| 4.2.9 Z-Translation                                                                                          | 67        |

|            |                                               |            |
|------------|-----------------------------------------------|------------|
| <b>4.3</b> | <b>CT-Osteoabsorptiometrie</b>                | <b>69</b>  |
| <b>4.4</b> | <b>MRT-Densitometrie</b>                      | <b>71</b>  |
| <b>5.</b>  | <b><i>Diskussion</i></b>                      | <b>74</b>  |
| <b>6.</b>  | <b><i>Schlussfolgerung</i></b>                | <b>104</b> |
| <b>7.</b>  | <b><i>Zusammenfassung</i></b>                 | <b>105</b> |
| <b>8.</b>  | <b><i>Anhang</i></b>                          | <b>107</b> |
| <b>8.1</b> | <b>Literaturverzeichnis</b>                   | <b>107</b> |
| <b>8.2</b> | <b>Abbildungsverzeichnis</b>                  | <b>123</b> |
| <b>8.3</b> | <b>Tabellenverzeichnis</b>                    | <b>125</b> |
| <b>8.4</b> | <b>Verzeichnis meiner akademischen Lehrer</b> | <b>126</b> |
| <b>8.5</b> | <b>Danksagungen</b>                           | <b>127</b> |
| <b>8.6</b> | <b>Ehrenwörtliche Erklärung</b>               | <b>128</b> |
| <b>8.7</b> | <b>Publikationen</b>                          | <b>129</b> |

## **1. Einleitung**

Auf das Kniegelenk wird der Mensch zumeist nur aufmerksam, wenn es nicht mehr so funktioniert, wie es soll. Bis dahin wird es in den unterschiedlichsten Weisen belastet. Es trägt den Körper und gibt ihm Möglichkeit, sich flexibel und schnell zu bewegen, ohne die Balance zu verlieren. Auch die meisten Sportarten sind ohne funktionsfähige Knie nicht denkbar. Kurz: funktionsfähige Knie sind für das tägliche Leben unablässig. Wenn diese Möglichkeiten durch traumatische oder degenerative Veränderungen eingeschränkt werden, ist es angezeigt, „für den Nutzen der Kranken einzutreten (Deichgräber, 1983)“.<sup>1</sup>

### **1.1 Künstlicher Kniegelenkersatz (Total Knee Arthroplasty)**

Aufgrund der stetig gestiegenen Lebenserwartung liegt heute eine andere Bevölkerungsstruktur vor als noch vor einigen Jahrzehnten. Damit hat sich auch das Erkrankungsspektrum geändert. Degenerative Erkrankungen, wie beispielsweise die Arthrose, kommen in der heutigen Zeit aufgrund des höheren Alters der Patienten häufiger vor. „So liegt hier eine Aufgabe der Orthopädie: ‚To add life to years and not years to life‘ ist sicher eine dankbare Aufgabe (Debrunner, 2002)“.

Eine Erhaltung der Lebensqualität beinhaltet vor allem die Schmerzfreiheit und die Erhaltung der Mobilität. Daher ist bei der fortgeschrittenen Kniearthrose – nach Ausschöpfung der konservativen Möglichkeiten – der Gelenkersatz bei dem heutigen medizinisch-technischen Stand obligat.

#### **1.1.1 Ursachen für den artifiziellen Kniegelenkersatz**

Die Ursachen, die einen künstlichen Kniegelenkersatz nötig werden lassen, sind vielfältig und führen zum sogenannten Gelenkversagen („joint failure“). Der Pathomechanismus kann metabolisch, infektiös, traumatisch, posttraumatisch oder degenerativ bedingt sein. Die häufigste Ursache ist die degenerative, nicht entzündliche Arthrose (Arthritis deformans), die im Folgenden – aufgrund ihrer großen Relevanz in der alternden Bevölkerung – näher erläutert werden soll.

---

<sup>1</sup> Aus dem hippokratischen Eid.

### 1.1.2 Ätiologie und Pathogenese der Arthrose

Für den Arthroseprozess sind zwei unterschiedliche Ätiologien ausschlaggebend: zum einen die *Systemfaktoren* als endogene Variable und zum anderen die *biomechanischen Fehler* als exogene Faktoren. Beide Ätiologien konvergieren in Richtung Knorpeldestruktion und münden damit in eine gemeinsame Endstrecke (siehe Abbildung 1).

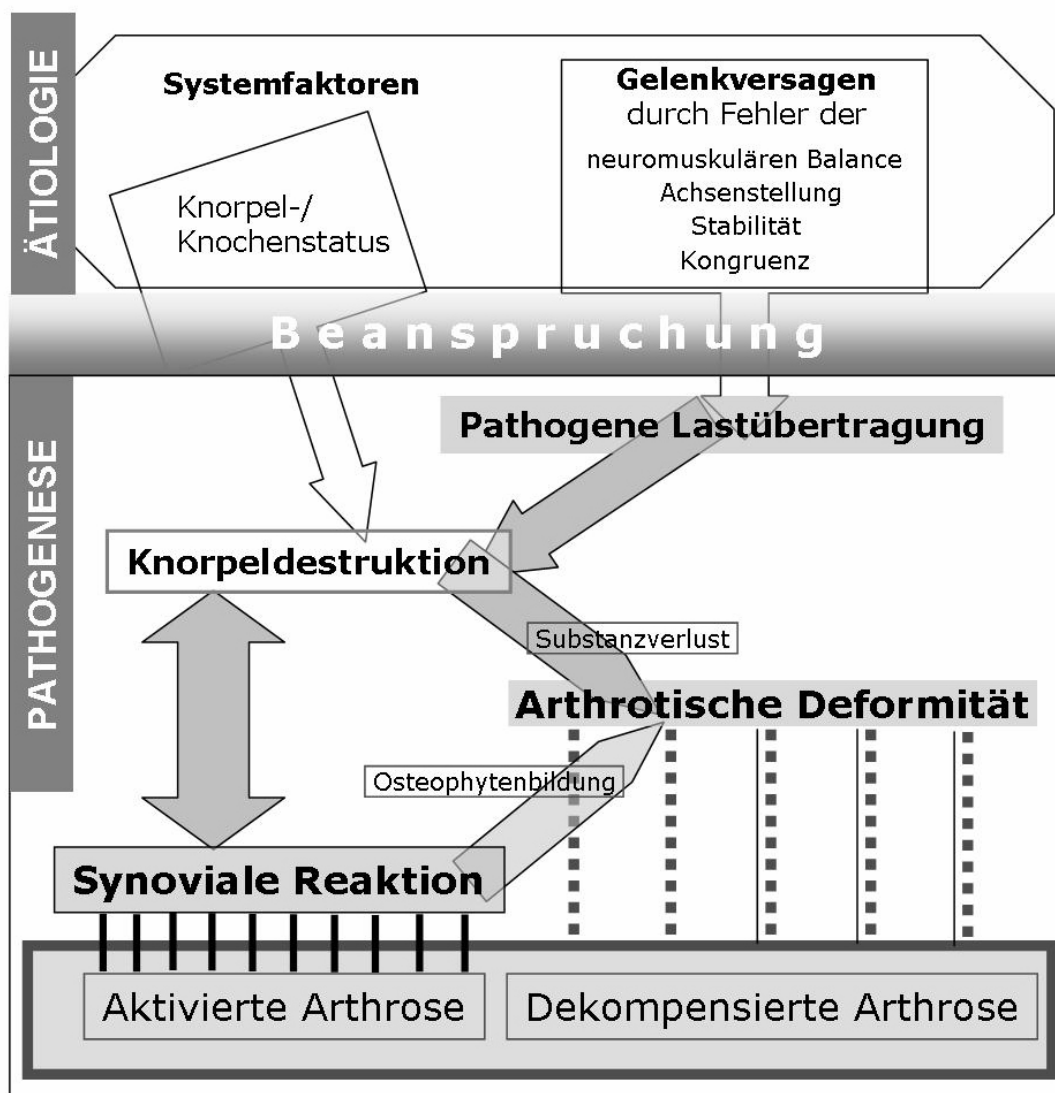


Abb. 1: Konzept des Arthroseprozesses nach Otte 2001

„Das als Störung dieses Systems zu verstehende Gelenkversagen („joint failure“) verkörpert das pathogene Potential, dessen Manifestation von der Beanspruchung des Gelenkes abhängig ist“ (Otte, 2001).



Der Gelenkknorpel besteht aus bis zu 70 Prozent aus Wasser und zu 30 Prozent aus Kollagen Typ II und Proteoglykanen. Er enthält als einziges lebendes Element den Chondrozyten. Dieser nimmt allerdings nur 0,1 Volumenprozent in Anspruch. Der Chondrozyt tauscht durch Diffusion Nährstoffe und Abfallprodukte mit der Knorpelmatrix aus. Da der Chondrozyt eine postmitotische Zelle ist, kann er sich nach Verlust nicht wieder regenerieren. Die entstandenen Defekte werden durch Narbengewebe ersetzt. Die Substanzverluste beziehen zuerst nur den Knorpel, danach aber auch den subchondralen Knochen mit ein.

Ätiologisch unterscheidet man eine *primäre* von einer *sekundären* Arthrose.

Bei der *primären* oder *idiopathischen Arthrose*, d.h. bei physiologisch geregelter Lastübertragung im Kniegelenk wird die Ätiologie in Faktoren gesucht, die den Knorpel-Knochen-Status negativ beeinflussen. Es wird davon ausgegangen, dass genetisch determinierte, hormonell bedingte oder altersabhängige Variablen dafür verantwortlich sind, dass die Materialeigenschaften des hyalinen Gelenkknorpels soweit herabgesetzt werden. Dies hat zur Folge, dass der nur wenige Millimeter dicke Knorpel der gewöhnlichen Belastung bei normaler körperlicher Aktivität im täglichen Leben nicht mehr standhält. Ebenso können exogene Faktoren wie beispielsweise das Glucocorticoid Dexamethason oder auch Bakterientoxine zu einer Destruktion des Gelenkknorpels führen.

Bei der häufiger auftretenden Form, der *sekundären Arthrose*, handelt es sich um einen Gelenkschaden bedingt durch unphysiologische Druckverteilung im Gelenk. Die örtliche Stresskonzentration übersteigt die Toleranzgrenze der Materialeigenschaften des Knorpels und es kommt zur beginnenden Destruktion dessen. Die mechanische Destruktion des Gelenkknorpels wird entscheidend von der enzymatischen Degradation der Matrix gefördert und beruht somit auf einer Mitwirkung der Chondrozyten (Otte, 2001); denn die Chondrozyten produzieren einerseits die Bestandteile der Matrix, andererseits aber auch die Enzyme, die sie degradieren können. Prinzipiell kann der hyaline Knorpel Belastungsspitzen tolerieren, die um ein Vielfaches größer sind als das Körpergewicht, da diese Belastungen normalerweise u.a. durch ein hydrolelastisches Pumpsystem aufgefangen werden. Im Rahmen dieses Pumpsystems wird bei Belastung Wasser aus der Knorpelmatrix herausgepresst und im Synovialraum aufgenommen. Bei nachfolgender Entlastung wird das Wasser wieder von den dehydratisierten Proteoglykanen der Grundsubstanz aufgesogen (Fassbender et al., 1995). Kommt es zu einer physikalischen Überbelastung und so zu einer Zerstörung der Chondrozyten,

funktioniert das Pumpsystem nicht mehr und es kommt durch Freisetzung und Wasserübersättigung der Proteoglykane zum Gelenkschaden (Maroudas et al., 1986).

Diese unphysiologischen Belastungen können beispielsweise aufgrund einer Achsfehlstellung durch ein genu varum/valgus oder auch posttraumatisch entstehen. Weiterhin kann eine unphysiologische Druckbelastung aus einer Meniskusläsion resultieren oder sich aufgrund einer Instabilität im Gelenk (z.B. nach Bandruptur), einer neuromuskulären Insuffizienz oder auch eines chronischen Traumas - wie z.B. die ständige Belastung durch einen zu hohen „Body Mass Index“ von  $> 30 \text{ kg/m}^2$  - entwickeln.

### **1.1.3 Symptome der Arthrose**

Die Destruktion des Knorpels an sich ist schmerzlos und wird subjektiv nicht bemerkt. Die Bildung einer arthrotischen Deformität bringt eine Störung der Gelenkmechanik mit sich, die wiederum aufgrund von Instabilitäten im betreffenden Gelenk zu Schmerzen in Bänder und Muskeln führt.

Aufgrund der Symptomatik werden nach WAGENHÄUSER vier verschiedene Stadien der Arthrose unterschieden:

Zu Beginn der Erkrankung liegt als *erstes Stadium* das Stadium der latenten Arthrose ohne klinische Symptome vor.

Im *Stadium zwei*, der kompensierten Arthrose, finden sich Anlauf- und Belastungsschmerz und Krepitationen im Gelenk ohne wesentliche Funktionseinschränkungen.

Nachfolgend im *Stadium drei*, der aktivierten Arthrose, leiden die Patienten unter einer entzündlichen Reizung der Synovia durch Knorpeldetritus, rezidivierenden Gelenkergüssen und Gelenkschwellungen und typischerweise einem Nacht- und Ruheschmerz. Lokale Entzündungszeichen können hier ebenfalls auftreten.

Bei zunehmender Progredienz der Erkrankung kommt es zur Dekompensation der Erkrankung (*Stadium vier*). Es sind nun auch umgebende Strukturen wie Bänder, Bursen, Sehnen und benachbarte Muskeln mitbetroffen, und es entsteht ein zusätzlicher Druckschmerz im Bereich der Sehnenansatzstellen, womit die Diagnose einer Periarthropathie gestellt werden kann. Die Folge ist eine schmerzbedingte Funktionseinschränkung mit nachfolgender Muskelatrophie.

### 1.1.4 Diagnostik der Arthrose

Die aufgeführten typischen Symptome machen die Diagnose häufig allein mittels Anamnese und körperlicher Untersuchung möglich. Zusätzlich wird noch eine Röntgenaufnahme des Kniegelenkes im anteroposterioren und eine Aufnahme im lateralen Strahlengang angefertigt.

Hierbei sind folgende Zeichen in den Fachbüchern als typisch anerkannt:<sup>2</sup>

- o Gelenkspaltverschmälerungen
- o Osteophytenbildungen
- o subchondrale Geröllzysten
- o Knorpelusura
- o subchondrale Sklerosierungen
- o entrundete Gelenkflächen
- o Meniskusverkalkungen
- o freie Gelenkkörper

Eine Möglichkeit das Ausmaß der Arthrose zu beurteilen ist der sog. Kellgren und Lawrence Score (Kellgren, 1957; Kellgren, 1963):

- o Grad 0 keine Veränderung
- o Grad 1 initiale Arthrose mit beginnenden Osteophyten an der Eminentia intercondylaris und den gelenkseitigen Patellapolen
- o Grad 2 definitiver Nachweis von Osteophyten; mäßige Gelenkspaltverschmälerung; mäßige subchondrale Sklerosierung
- o Grad 3 hälftige Verschmälerung des Gelenkspaltes; Entrundung der Femurkondylen; ausgeprägte subchondrale Sklerosierung und Osteophyten
- o Grad 4 Gelenkdestruktion mit ausgeprägter Verschmälerung bis Aufhebung des Gelenkspaltes; zystische Veränderung in Tibiakopf, Femurkondylen und Patella; Subluxationsstellung

Andere bildgebende Verfahren werden zur Zeit eher bei besonderen Fragestellungen zur Diagnosestellung herangezogen:

---

<sup>2</sup> Beispiele hierzu sind: Orthopädie / orthopädische Chirurgie, A.M. Debrunner, 2002; Orthopädie, H. Rössler/W. Rüther, 2000; Orthopädie, A. Reichelt, 2000; Duale Reihe Orthopädie, F.U. Niethard, 1997; Chirurgie, V. Schumpelick, 2000; Allgemeine und spezielle Pathologie, K.J. Bühling, 1995.

Die Computertomographie findet hauptsächlich in der präoperativen Beinachsenbestimmung Verwendung, kann aber bei besonderen Fragestellungen zur Diagnostik herangezogen werden.

Die Magnetresonanztomographie ist geeignet zur Darstellung von Bändern und Menisken sowie zur Darstellung des Gelenkknorpels unter Ausblendung des Knochens. Ihre Bedeutung als zusätzliche Untersuchung hat in den letzten Jahren zugenommen, als Standard gilt aber immer noch die konventionelle Röntgenaufnahme.

Mittels der Skelettszintigraphie kann die Aktivität und die Verteilung der arthritischen und arthrotischen Aktivität beurteilt werden. Sie wird aber aufgrund des größeren Aufwandes nur bei unklaren Fällen angewandt.

Ebenso wird auch die Sonographie, mit der die Gelenkknorpeldicke gemessen werden kann, nur bei besonderen Fragestellungen eingesetzt.

### **1.1.5 Therapiemöglichkeiten der Arthrose**

Die Therapie der Kniegelenksarthrose gliedert sich in zwei große Bereiche. Zum einen kann *konservativ* therapiert werden, zum anderen besteht die Möglichkeit der *operativen* Therapie.

#### **1.1.5.1 konservative Therapie der Kniegelenksarthrose**

Medikamentöse Therapieansätze wie auch die Physio- und Ergotherapie bilden den konservativen Therapiezweig der Kniegelenksarthrose.

Bei der medikamentösen Therapie werden unter anderem Analgetika, Nichtsteroidale Antiphlogistika, Antirheumatika und Glucocorticoide zur Behandlung der (häufig äußerst starken) Schmerzen eingesetzt, wobei je nach Stadium und Aktivität der Arthrose eine unterschiedliche Behandlungsstrategie indiziert ist. Diese Medikamente werden aufgrund ihrer potenten analgetischen und antiphlogistischen Wirkungen eingesetzt. Diese Pharmaka sollen durch eine Erhöhung des Sauerstoffpartialdruckes kombiniert mit einer Erniedrigung der Temperatur eine verbesserte Stoffwechselsituation im Gelenk bewirken. und so über die verbesserte intraartikuläre Verstoffwechselung zu einer Reduktion des Schmerzreizes und zu einer Verbesserung der Gelenkfunktion führen (Schneider et al., 1997). Weiterhin stehen die sogenannten „slow acting drugs in osteoarthritis“ zur Verfügung. Es werden hier die symptomatisch wirkenden Präparate (SYSADOA) von den arthrosemodifizierenden Präparaten unterschieden (DMOAD). Zu den symptomatisch wirkenden Präparaten zählen beispielsweise D-Glucosamin und Hyaluronsäure(derivate). Die arthrose-

modifizierenden Präparate sollen definitionsgemäß morphologisch erkennbare Knorpeldefekte beim Menschen klinisch nachweisbar verhindern, die fortschreitende Zerstörung des Knorpels zumindest verlangsamen oder sogar rückgängig machen. 1996 wurde die Unterteilung in die sog. symptommodifizierenden (SMOAD) und sog. strukturmodifizierenden (STMOAD) Medikamente mit oder ohne zusätzliche symptombeeinflussende Wirksamkeit festgelegt. Die wenigen bisher in der Literatur zu findenden Studien zur Wirksamkeit dieser Medikamente sind aufgrund geringer Patientenzahlen eher explorativer Natur, Langzeitergebnisse fehlen bisher. Die zur Zeit vorliegenden pharmakologischen Ergebnisse erlauben die Aussage, dass die SYSADOA klinisch relevant analgetisch und/oder antiphlogistisch wirken. Es konnte allerdings nicht nachweislich gezeigt werden, dass einzelne Wirkstoffe wie oben beschrieben morphologisch erkennbare Knorpelschäden verhindern, die fortschreitende Zerstörung des Knorpels verlangsamen und/oder rückgängig machen (Steinmeyer, 2001). Trotz allem sind die publizierten Ergebnisse dahingehend ermutigend, dass sich hiermit ein neuer, hoffnungsvoller Zweig der Arthrosetherapie ergeben wird. Es müssen nun jedoch noch Studien mit größeren Fallzahlen und einer standardisierten Methodik folgen.

Neben der medikamentösen Therapie kommen noch verschiedene physio- und ergotherapeutische Ansätze zum Einsatz. Hier werden Krankengymnastik, Bädertherapien, Massagen, elektrophysikalische Heilbehandlungen und Wärme- oder Kälteanwendungen im Rahmen der Physiotherapie eingesetzt. Ergotherapeutisch wird zwischen einem präventiven und funktionellen Ansatz unterschieden. Der präventive Ansatz umfasst Maßnahmen zum Gelenkschutz, der funktionelle Ansatz umfasst Maßnahmen, die eine Schmerzlinderung, die Erhaltung und (wenn möglich) Verbesserung der Beweglichkeit und eine Muskelkräftigung zum Ziel haben. Hier kommen verschiedenste Maßnahmen zur Anwendung, wie ein Muskelaufbautraining oder die Anpassung von Lagerungsschienen (CAST-Schienen), allgemeine Verhaltensschulungen bezüglich Gehhilfen auf der Gegenseite und einer Gewichtsreduktion. Im Sinne einer umfassenden Therapie sind auch Maßnahmen wie orthopädische Schuhanpassungen (besonders bei Varus/Valgus-Deformitäten), eine Arbeitsplatzoptimierung oder das Anpassen von Orthesen zur Schienung von Bewegungsabläufen (Göttinger-Knie-Orthese; Cardan-Knee-Brace) von großer Bedeutung.

Bei all diesen Maßnahmen muss das Stadium und die Aktivität der Erkrankung beachtet werden. Als Regel gilt, dass mehr Bewegung günstig ist, eine zusätzliche Belastung

aber vermieden werden sollte. Weiterhin sollte das subjektive Empfinden des Patienten beachtet werden.

### **1.1.5.2 operative Therapie der Kniegelenksarthrose**

Bei der operativen Therapie unterscheidet man heute zwei grundsätzlich verschiedene Ansätze, die *gelenkerhaltende Therapie* und den *endoprothetischen Gelenkersatz*.

Die Entscheidung für eine der beiden Therapieformen muss immer individuell getroffen werden, wobei verschiedene Gesichtspunkte eine Rolle spielen: das operative und anästhesiologische Risiko, das Alter des Patienten und eventuelle Begleiterkrankungen sind zu bedenken.

Zu den *gelenkerhaltenden operativen Therapien* zählen Kniearthroskopie, die Umstellungsosteotomie, die Knorpelregeneration und -transplantation sowie die Transplantation chondrogener Materialien.

Bei der Arthroskopie unterscheidet man bezüglich der Gonarthrose die Knielavage und das Knorpeldebridement. Die Lavage hat eine geringere Bedeutung, da nur vereinzelt positive Effekte im Sinne einer Besserung einer reaktiven Synovitis bei bestehender aktivierter Gonarthrose erreicht werden können (Jungmichel et al., 1988). Das Knorpeldebridement hingegen ist ein wichtiger Bestandteil der Arthrosetherapie. Es ist in den 80er Jahren eingeführt worden und stellt heute eine Routinemethode dar (Grifka et al., 1990). Hierbei werden mittels elektrischer Fräsen raue Auffaserungen abgetragen und der Knorpel geglättet, so dass keine Fremdkörperreaktion mehr stattfindet (Metcalf, 1984). Diese sogenannte arthroskopische Abrasionsarthroplastik ist allerdings vor allem in ihrem Langzeiteffekt umstritten (Rudert et al., 1998; Goymann, 1999; Kruger et al., 2000; Hunt et al., 2002). Außerdem kann noch eine arthroskopische Lasertherapie mit der Möglichkeit des Einsatzes photochemischer Substanzen zur Versiegelung der Knorpeloberfläche vorgenommen werden (Rudert et al., 1998). Nicht zuletzt als diagnostisches Mittel vor Umstellungsosteotomien hat sich die Arthroskopie bewährt, um einen Überblick über den Knorpelschaden zu bekommen.

Umstellungsosteotomien sind ebenfalls in der Lage, zufriedenstellende Ergebnisse hinsichtlich der Gehstrecke und der Schmerzreduktion zu erreichen (Schulz, 1999).

Im Früh- bis Intermediärstadium ist nach SCHWÄGERL die Umstellungsosteotomie immer noch die Therapie der ersten Wahl (Schwägerl et al., 1995).

Der Engländer HUNTER erkannte schon 1743, dass sich zerstörter Gelenkknorpel nur unvollständig wieder aufbauen kann (Hunter, 1743). Aus diesem Grund wird seit vielen Jahren versucht einen geeigneten Ersatz der Gelenkflächen zu finden. In der Literatur finden sich hierzu verschiedene Untersuchungen, die Knorpeldefekte mittels allogener oder autologer Transplantation neuen Knorpels, Knochens oder Stammzellen zu beheben. So zeigten z.B. die autologen Transplantationen von Knorpelgewebe bezüglich der postoperativen Funktion und Schmerzlinderung zufriedenstellende, aber noch nicht völlig zufriedenstellende Ergebnisse. Dies liegt beispielsweise an der limitierten Verfügbarkeit, der mangelnden Kongruenz und der unterschiedlichen Knorpeldicke der Gelenkflächen seitens des Spenders und des Empfängers (Rudert et al., 1998). Darum wird in den letzten Jahren vermehrt ein Augenmerk auf proliferationsfähige Spendermaterialien gelegt, die fähig sind ein knorpelähnliches Gewebe zu bilden. Hierzu wird in der Literatur zunehmend die Transplantation von Perichondrium und Periost als therapeutische Maßnahme bei Gonarthrose beschrieben (Hoikka et al., 1990; Homminga, 1994; Bruhns et al., 1997). Hierbei wird zumeist Rippenperichondrium als Transplantat genutzt und die Bildung einer dem hyalinen Knorpel ähnlichen Substanz genutzt. Der Vorteil dieser Methode ist, dass die neugebildete Matrix nur geringe Tendenz zur Umwandlung in den weniger widerstandsfähigen Faserknorpel zeigt (Steinbrück, 1998). Zu bedenken bleibt allerdings, dass die Transplantation von Perichondrium und Periost nur zur Behandlung umschriebener Gelenkknorpeldefekte genutzt werden kann; liegt bereits eine manifeste Arthrose vor, ist sie nicht mehr indiziert (Bruns et al., 1999). Als neueste Möglichkeiten werden in der Literatur die Züchtung und Transplantation von Chondrozyten und Stammzellen, sowie der Einsatz von Wachstumsfaktoren und der Gentherapie beschrieben. Die Züchtung und Transplantation von Chondrozyten zeigte bereits erste Erfolge, das primäre Problem hier scheint ein geeigneter Zellträger zu sein (Steinbrück, 1998). Die Züchtung von Stammzellen befindet sich ebenfalls schon in der klinischen Erprobung, kann dem Patienten allerdings erst nach weiteren Untersuchungen empfohlen werden (Rudert et al., 1998). Der Einsatz von Wachstumsfaktoren zeigte im Tierversuch erste Erfolge (Sellers, 1997), es stellt sich aber das Problem einer therapeutischen Applikation und Aufrechterhaltung einer biologisch wirksamen Konzentration im Gewebe nach Applikation. Hier mag in der Zukunft die - im Moment noch als experimentell zu betrachtende - Gentherapie eingesetzt werden. Mittels Viren wird hier ein Gen in die Zellen eingeschleust, um dort nur ausgewählte

Wachstumsfaktoren zu produzieren. „Erste klinische Studien sind jedoch bereits begonnen worden und lassen auf eine völlig neue oder zumindest unterstützende Therapie von Knorpeldefekten hoffen“ (Rudert et al., 1998).

Die weiteren Entwicklungen auf diesen vielversprechenden Gebieten bleiben abzuwarten.

Zum *endoprothetischen Gelenkersatz* zählen der partielle und der komplette künstliche Gleitflächenersatz.

Momentan besteht für den endoprothetischen Gelenkersatz eine große Designvielfalt, wobei alle Modelle auf drei Grundtypen zurückzuführen sind: der komplette Oberflächenersatz (Totale-Schlitten), die Scharnierprothese (Achsknie) und die Schlittenprothese (unikompartimenteller Gelenkersatz).<sup>3</sup>

Außerdem wird zwischen zementierter und nicht zementierter Verankerungstechnik unterschieden. Die Vorteile der zementierten Technik liegen beispielsweise in der direkten postoperativen Belastbarkeit und in der Anwendbarkeit auch in osteoporotischem Knochen. Nachteilig ist hier die erschwerte Wechseloperation mit erhöhtem Knochenverlust.

Die Vorteile der unzementierten Technik, die tibial meist mittels zusätzlicher Schraubenfixierung durchgeführt wird, liegen in der knochensparenderen Verankerung und der einfacheren Wechseloperation ohne großen Knochenverlust. Nachteilig hierbei sind die höheren Kosten.

Die Entscheidung für eines der verschiedenen Prothesendesigns ist bei jedem Patienten individuell zu treffen. Sie ist abhängig von vielen Faktoren, wie beispielsweise dem Ausmaß der Arthrose, von unterschiedlichem arthrotischem Befall der Gelenkkompartimente oder auch von Bandinstabilitäten.

Die verschiedenen Prothesentypen haben spezielle Indikationen und sollen hier kurz erläutert werden.

Bei der *kompletten Oberflächenersatzprothese* handelt es sich um eine Prothese, die dann indiziert ist, wenn mehrere Gelenkkompartimente befallen sind und eine sogenannte nicht gekoppelte, kraftschlüssige Prothese benötigt wird. Ein Vorteil dieser Prothese ist, dass sie an die normale Anatomie des Kniegelenkes angepasst ist und dadurch ein annähernd normales Roll-Gleitverhalten beibehalten werden kann. Es

---

<sup>3</sup> Bei dem kompletten Oberflächenersatz werden weiterhin kreuzbänderhaltende von teilweise kreuzbänderhaltenden und nicht kreuzbänderhaltenden Prothesen unterschieden.



kommt außerdem zu einer Reduzierung der Krafteinwirkung auf die Verankerung des Implantates. Diese ist insbesondere abhängig vom Alter des Patienten und der Knochenqualität. Voraussetzung für diese Prothesenart ist allerdings ein stabiler lateraler und medialer Bandapparat, damit eine stabile Implantation gewährleistet werden kann, da je nach Prothesendesign entweder das vordere Kreuzband oder beide Kreuzbänder entfernt werden müssen (bei dem in dieser Studie verwendeten Modell NexGen® LPS wurde das vordere und hintere Kreuzband entfernt). Aufgrund der Operationstechnik ist eine präoperative Achsenfehlstellung bis zu 20 Grad tolerabel, ein Genu recurvatum darf allerdings nicht vorliegen.

Eine *Scharnierprothese* ist eine gekoppelte Achsprothese, die mittels zweier Stiele knöchern in der Meta- und Diaphyse von Femur und Tibia verankert wird. Meistens wird hierzu Knochenzement verwendet. Sie ist indiziert, wenn eine große Achsabweichung von mehr als 20 Grad mit daraus resultierender Kapsel- und Bandinstabilität vorliegt. Aufgrund der direkten Kraftübertragung der Rotations- und Scherkräfte auf die Knochen-Implantatkontaktfläche durch den relativ unphysiologischen Bewegungsablauf kam es zu einer hohen Lockerungsrate bei bestimmten Prothesen dieses Prothesendesigns (Morgan et al., 1993). Ein weiterer Nachteil ist der hohe Knochenverlust im Rahmen der Implantation. Eine, durch die hohe Lockerungsrate häufig notwendig werdende Revisionsoperation wird durch diesen Knochenverlust deutlich erschwert.

Weiterentwicklungen dieses Prothesentyps haben von der lasttragenden Achse zu einer nicht lasttragenden Achse geführt. Es liegt hierbei eine großflächige Kontaktfläche zwischen der metallischen Femurkomponente und dem Tibiaplateau mittels einer Polyethylenauflage vor. Dieses sogenannte „low-friction“-Prinzip bedingt eine erhebliche Reduzierung der Abriebprobleme, die früher auftraten. Eine Erweiterung dieses Designs stellt die Rotationsschaniergelenksendoprothese dar, die teilweise hervorragende Langzeitergebnisse aufweist (Walker et al., 1982; Walker et al., 2001).

Die dritte Prothesenart ist der *Hemi-Schlitten*. Hierbei besteht die Möglichkeit, nur einzelne Gelenkkompartimente mit einem Oberflächenersatz zu versorgen. Sie ist damit bei unikompartimentärer Destruktion im Kniegelenk indiziert. Sie kann zementiert oder zementfrei implantiert werden. Weitere Voraussetzungen für eine Implantation einer solchen Prothese sind eine maximale Beugekontraktur von unter 20 Grad, kein Streckdefizit, ein stabiler Band- und Kapselapparat sowie keine wesentliche Achsabweichung.

## 1.2 Die Entwicklung der Knieendoprothetik im Überblick

Das zentrale Problem der operativen Therapie der Kniegelenksarthrose stellte früher die Wahl eines geeigneten Werkstoffes und die Infektion des operierten Gelenkes dar. Aufgrund der modernen Werkstoffe, aseptischen Operationsbedingungen und der Möglichkeit einer antibiotischen Prophylaxe und Therapie rückt in den letzten Jahren das Problem der aseptischen Prothesenlockerung zunehmend in den Mittelpunkt des Interesses.

Bevor jedoch die heute aktuelle Form der Kniegelenksendoprothese zur Verfügung stand, verfolgte man andere Therapieansätze in der Hoffnung, arthrotisch (oder auch aus anderen Gründen) geschädigten Gelenken wieder zu einer befriedigenden Funktion zu verhelfen. In den Anfängen versuchten die Operateure mittels Resektionen des Kniegelenkes eine Linderung der Beschwerden herbei zu führen. Beispielsweise wurden erste Resektionen von Kniegelenken 1762 und 1768 durch FILKIN publiziert (Wessinghage, 2000). Nach den Resektionen traten allerdings häufig Infektionen auf, eine zufriedenstellende Stabilität war oft nicht gewährleistet. Aus diesen Gründen wurde der Therapieansatz zu Gunsten von Osteotomien verlassen. Da aber auch hierdurch keine befriedigenden Ergebnisse erzielt werden konnten, versuchten die Operateure daraufhin die Kniegelenksfunktion durch Veränderung der artikulierenden Flächen zu verbessern. Es wurden nun verschiedenste Materialien benutzt, von denen man sich den gewünschten Erfolg versprach. Angefangen von Holz (1840), über Materialien wie Muskelpräparate, Fett oder Faszienlappen als Interpositionsarthroplastiken bis hin zum ersten Scharniergelenk aus Elfenbein durch GLUCK (1890), die er mit einer Mixtur aus „Colophonium mit Bimsstein oder Gyps“ fixierte (Wessinghage, 1995). 1925 transplantierte LEXER ein aus einem Amputat stammendes Kniegelenk inklusive Kreuzbandapparat (Lexer, 1925).

Ab den fünfziger Jahren erfuhr die Entwicklung der Knieendoprothetik einen stetigen Aufschwung: McINTOSH und McKEEVER entwickelten den ersten Oberflächenersatz für die proximale Tibia. Neu war hierbei, dass nun auch das Tibiaplateau durch Vitalliumplatten ersetzt wurde. Die Vitalliumplatten wurden mittels Metalllamellen im Knochen verankert. In dieser und der folgenden Zeit wurden häufig Scharnierprothesen eingesetzt.

In den siebziger Jahren wurde dann ein neuer Prothesentyp entwickelt. Die Operateure gingen dazu über, die vier einzelnen Gelenkanteile separat zu zementieren und waren so in der Lage, die Kreuzbänder zu erhalten. Es wurden Tibiateile verwendet, die aus

Polyethylen bestanden (Gunston, 1971). Aber auch hier wurden, wie in den Jahren vorher, Lockerungen beschrieben (Gunston, 1973). Von GROENEVELD und SCHÖLLNER wurde 1971 eine Patellarrückflächenprothese (Modell „Münster“) entwickelt (Groeneveld et al., 1973). SKOLNICK et al. entwickelten 1976 die erste Knieprothese eines Designs, bei dem die einzelnen Tibiaanteile sowie die einzelnen Femuranteile miteinander verbunden wurden, um einer Lockerung der einzelnen Anteile vorzubeugen. So konnten die Kreuzbänder weiterhin erhalten werden. Es war allerdings nicht möglich, bei Bedarf auch die Patellarrückfläche zu ersetzen (Skolnick et al., 1976). Andere Varianten von Prothesen mit Polyethyleninlays folgten, wie die Variable-Achse-Prothese mit einer zentralen Kugel (um sie gegen Rotationsbewegungen zu stabilisieren), eine Schlittenprothese von MARMOR oder die dynamische Prothese von GODDFELLOW und O'CONNOR. Diese Prothese besaß bewegliche Inlays, die sich während der Flexion nach hinten bewegten und so zu einer höheren Stabilität führen sollte. Jedoch war auch diese Prothese anfällig für Lockerungen, speziell des Inlays. FREEMAN und SWANSON entwickelten eine Metall-Polyethylen-Prothese, die ICLH-Prothese. Trotz der notwendigen Entfernung der Kreuzbänder konnte eine gute Stabilität aufgrund des V-förmigen Designs des Tibiaanteils erreicht werden (Freeman et al., 1978).

Die heute verwendeten Prothesendesigns entwickelten sich erst aus den innerhalb der letzten drei Jahrzehnte verwendeten Prothesen. Die aktuelle Form der Prothese wurde erstmals von INSALL et al. im Zeitraum zwischen 1975 und 1979 entwickelt. Das Grundprinzip beruht auf einer Artikulation der metallenen Femuranteile mit einem leicht vertieften Polyethyleninlay, das dem metallenen Tibiaplateau aufliegt und reversibel mit ihm verbunden ist. Das Tibiaplateau wird mittels eines Metallzapfens im Tibiaschaft verankert. Der Vorteil hierbei ist, dass die natürliche Anatomie der artikulierenden Gelenkteile nachvollzogen wird und daraus eine möglichst große Stabilität der Prothese resultiert. Diese Prothesenart wurde seither immer wieder leicht verändert, so dass vielfältige Varianten entstanden sind. Wahlweise kann bei dieser Art der Prothesen auch die Patellarrückseite mit einem Polyethylen ersetzt werden.

In den folgenden Jahren erfolgte die anfangs erwähnte Entwicklung des Grundtyps der heutigen Prothesen. Eine verbesserte Verankerung im Knochen wurde mittels zusätzlicher Beschichtungen der Prothesenteile mit Titandraht (Galante et al., 1973) oder Hydroxylapatit erreicht (Kienapfel et al., 1997). Nicht zuletzt liegen die Gründe für die verbesserte Verankerung und somit verminderte Prothesenlockerung auch in einer

Verbesserung der Operationstechnik, in verschiedenen neuen Knochenzementen, in verbessertem Instrumentarium und in der wachsenden Erfahrung der Operateure.

### **1.3 Röntgenstereometrische Analyse (RSA)**

Die heutzutage angewendete digitale Röntgenstereometrie (DiRSA) ist eine weiterentwickelte Form der manuellen röntgenstereophotogrammetrischen Analyse (RSA).

Bereits zwei Jahre nach der Entdeckung der Röntgenstrahlen durch RÖNTGEN 1896 versuchte der englische Radiologe DAVIDSSON 1898, die dreidimensionale Position von Objekten im Raum darzustellen. Mit Hilfe zweier Aufnahmen eines Objekts aus verschiedenen Richtungen, die auf denselben Röntgenfilm projiziert wurden, versuchte er, ein dreidimensionales Bild zu schaffen. Den Verlauf der Röntgenstrahlen im Raum simulierte er durch Aufspannen von Seidenfäden zwischen Röntgenfoki und Objekt (Karrholm, 1989).

Erst 1954 beschäftigte sich HASSELWANDER wieder mit der stereoskopischen Bildbetrachtung und Analyse (Hasselwander, 1954; Karrholm, 1989). Die erste Publikation über die analytische Photogrammetrie wurde 1958 von HALLERT veröffentlicht. Schon damals betrug die Messgenauigkeit der Röntgenaufnahmen mit Hilfe der Radiographie 10 bis 50 Mikrometer (Hollender, 1964). LYSSELL nutzte dieses Verfahren erstmals 1969 in der Orthopädie. Er setzte Metallimplantate in Leichenwirbelsäulensegmente ein und untersuchte und analysierte so die Bewegungen der Segmente (Lysell, 1969). 1974 führte SELVIK das bis heute – wenn auch in weiterentwickelter Form – gültige Modell der röntgenstereophotogrammetrischen Analyse (RSA) ein. Die Analyse basierte auf der Berechnung der Bewegungen starrer Körper.

Im Zuge der Weiterentwicklung der Computertechnik konnte 1984 eine Software zur rechnergestützten Analyse der Bilder entwickelt werden. Die Röntgenbilder wurden zunächst per Hand markiert und dann mit Hilfe der Hasselblad'schen Präzisionskamera in den Computer eingelesen und dort ausgewertet.

Seit 1997 sind die ersten Programme auf dem Markt (RSA-CMS<sup>®</sup>, MEDIS, Leiden/Niederlande; UmRSA<sup>®</sup>, Umea/Schweden), die eine automatisierte Auswertung von Röntgenaufnahmen ermöglichen. Die zuvor manuelle Markierung kann nun direkt am Rechner vorgenommen werden.

Die Vorteile dieser neuentwickelten Programme sind die schnellere und bequemere Auswertbarkeit der Röntgenaufnahmen, wobei Reliabilität und Validität vergleichbar sind (Valstar et al., 2000).

Die Genauigkeit radiostereometrischer Analysen ist von verschiedenen Faktoren abhängig und wird bei einem 99-prozentigem Signifikanzniveau mit 0,1 mm bis 0,8 mm für Longitudinalbewegungen und zwischen einem und zwei Grad für Rotationen angegeben (Kärrholm et al., 1992; Nilsson et al., 1993; Önsten et al., 1994). Wenn die Qualität und Behandlung der Röntgenbilder sowie eine exakte Messtechnik optimiert werden, kann die Standardabweichung des mittleren systematischen Fehlers auf 10 µm und weniger als 0,05° reduziert werden (Selvik, 1989). Durch mangelhafte Visualisierung der Tantalummarker, durch Knicke sowie durch Artefakte aufgrund von Verunreinigungen auf dem Röntgenbild wird die Präzision einer röntgenstereometrischen Analyse negativ beeinflusst (Kärrholm et al., 1997).

Die Technik der RSA bietet – gerade bei dem häufigen Fehlen klinischer Symptome – mit einem prädiktiven Wert von 85 Prozent (Ryd et al., 1995) nach dem ersten postoperativen Jahr eine ausgezeichnete Möglichkeit der Identifikation einer potentiellen aseptischen Lockerung.

Inzwischen wird die Technik der RSA nicht nur in der Orthopädie, sondern auch in der plastischen Chirurgie, der Onkologie, der Anästhesie, der Neurochirurgie, der Rheumatologie, der Handchirurgie, der Pädiatrie und der Odontologie klinisch genutzt (Kärrholm, 1989).

1994 wurde auf Anregung von BAUER, zu dieser Zeit der Herausgeber der „Acta Orthopaedica Scandinavica“, die Bezeichnung stereophotogrammetrische Analyse in „Radiostereometrie“ abgeändert (Kärrholm, 2000).

## **1.4 Knochendichtemessung**

Auf Grundlage der Bewegungsmessung gilt es herauszufinden, welche Faktoren diese Bewegungen hervorrufen. Im Zentrum dieser Arbeit steht die Annahme, dass die Knochendichte und somit -qualität einen Einfluss auf die Stabilität von Knieendoprothesen hat. Daher ist die zuverlässige Messung der Knochendichte unabdingbar. Besonders in der Diagnostik und Verlaufskontrolle der Osteoporose kommt die Knochendichtemessung zum Einsatz (Genant et al., 1996; Augat, 2002). Die Knochendichte kann anhand von verschiedenen Verfahren bestimmt werden, die im

Folgenden vorgestellt werden. In dieser Studie kommen mit der CT-Osteoabsorptiometrie und der MR-Osteodensitometrie zwei der neusten Methoden auf diesem Gebiet zum Einsatz. Sie werden gesondert betrachtet.

#### **1.4.1 Möglichkeiten der klinischen Knochendichtemessung**

Es wird bei den Verfahren zur Knochendichtemessung unter anderem zwischen den sog. Flächenprojektionsverfahren und den die Volumendichte messenden Verfahren unterschieden.

Zu den Flächenprojektionsverfahren werden die „Photodensitometrie“, die „Single-Photon“ bzw. „Dual-Photon Absorptiometrie“ und die „Single X-ray“ bzw. „Dual-energy X-ray Absorptiometrie“ gezählt (Augat, 2002). Unter den die Volumendichte messenden Verfahren können die „quantitative Computertomographie“ (QCT) (Augat, 2002) und die „CT-Osteoabsorptiometrie“ subsummiert werden. Für periphere Messungen sind spezielle sogenannte pQCT-Geräte entwickelt worden (Augat, 2002). Weiterhin besteht die Möglichkeit, die Knochendichte klinisch mittels „quantitativem Ultraschall“ (Moris et al., 1995; Ng et al., 1998) und mittels „Magnetresonanz-Osteodensitometrie“ zu messen, wobei diese bisher einen eher experimentellen Charakter hat (Machann et al., 2000; Machann et al., 2001). Auch die Methode des quantitativen Ultraschalls ist noch nicht endgültig ausgereift (Genant et al., 1996; Petersen, 2000).

#### **1.4.2 Entwicklung der Knochendichtemessung**

Die *Photodensitometrie* wurde als erste quantitative Methode zur Messung des Knochenmineralgehaltes in den fünfziger Jahren eingesetzt (Petersen, 2000). Typische Messorte sind hier die Phalangen und die Metacarpalknochen (Genant et al., 1996). Aufgrund einer Anfälligkeit für Fehler bezüglich der Präzision der Messungen, beispielsweise durch umgebendes Weichteilgewebe (Petersen, 2000), entwickelten sich verschiedene Techniken im Rahmen der Photodensitometrie, so dass die Photodensitometrie heute ein geeignetes Mittel zur Messung der Knochendichte von Phalangen und Metacarpalknochen ist. Sie wird weltweit in ungefähr 500 Zentren genutzt (Njeh et al., 1999).

In der weiteren Entwicklung folgte der Photodensitometrie die *Single-Photon Absorptiometrie* (SPA). Sie wurde 1963 von CAMERON und SORENSON eingeführt und wird seit dem klinisch genutzt (Njeh et al., 1999). Diese Methode wird hauptsächlich zur Knochendichtemessung im Bereich des peripheren Skeletts eingesetzt (Petersen,

2000). Hier werden anstelle von Röntgenquellen radioaktive Photonenstrahler verwendet (Augat, 2002).

In den siebziger Jahren wurde die *Dual-Photon Absorptiometrie* (DPA) erstmals in der klinischen Untersuchung eingesetzt, um die Knochendichte des Achsenskeletts zu messen; es war damit ebenfalls möglich, den Mineralgehalt im Bereich der Hüfte und des kompletten Skeletts zu vermessen (Petersen, 2000).

Vor einigen Jahren ersetzte die *Single X-ray Absorptiometrie* (SXA) die SPA (Genant et al., 1996). Beide Verfahren haben sich in verschiedenen Studien als verlässliche und präzise Methoden zur Osteoporosediagnostik mit einer geringen Strahlenbelastung herausgestellt: 1996 waren weltweit über 2.000 Geräte in Betrieb (Genant et al., 1996).

1987 wurde die *Dual Energy X-ray Absorptiometrie* (DEXA) als Nachfolger der DPA eingeführt (Genant et al., 1996); seitdem werden nun hauptsächlich Röntgenquellen für die Flächenprojektionsverfahren genutzt (Compston et al., 1995; Genant et al., 1996; Hulet et al., 2001). Der Knochenmineralgehalt wird bei diesen Verfahren bezogen auf eine projizierte Fläche berechnet (Flächenmineraldichte,  $\text{g/cm}^2$ ) (Augat, 2002). Die Vorteile der DEXA gegenüber der DPA sind die größere Genauigkeit und Präzision sowie die geringen Untersuchungszeit. Diese beträgt maximal 2 Minuten – im Gegensatz zu früheren 6-15 Minuten –, woraus eine geringere Strahlenexposition für den Patienten resultiert (Petersen, 2000). Hauptsächlichliche Messorte sind die Lendenwirbelsäule und der proximale Femur. Es können aber auch periphere Knochen und das komplette Skelett vermessen werden. Weltweit waren 1996 über 6.000 DEXA-Systeme im Einsatz (Genant et al., 1996).

Eine weitere neue Untersuchungsmethode zur Bestimmung der Knochendichte und Knochenqualität ist der *quantitative Ultraschall* (Genant et al., 1996; Barkmann, 2002). Diese Methode befindet sich zur Zeit noch in einer Weiterentwicklung (Petersen, 2000). Hauptlokalisation für die Messungen sind der Calcaneus, die Patella, der Tibiaschaft (Petersen, 2000) und die Phalangen (Genant et al., 1996), also Knochen, die von keinem großen Weichteilmantel umgeben sind. Die Vorteile dieser Methode liegen vor allem in den geringen Kosten, einer Untersuchung ohne ionisierende Strahlen und der Transportabilität des Gerätes (Genant et al., 1996). Nachteilig ist, dass die Messergebnisse dieser Methode durch die Mikroarchitektur, die Dichte und Zusammensetzung des Knochens sowie des umgebenden Gewebes beeinflusst werden. Die dadurch resultierenden Fehler sind (noch) zu gravierend, um den quantitativen

Ultraschall als Standardmethode zur Knochendichtemessung einsetzen zu können (Genant et al., 1996).

Die reale Volumendichte wird heute bei der *quantitativen Computertomographie* (QCT) erfasst (Petersen, 2000; Augat, 2002). Sie stellt das Verhältnis aus Knochenmasse pro gescannter Volumeneinheit ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ) dar. Außerdem kann der untersuchte Bereich dreidimensional dargestellt werden. Es ist möglich, zwischen trabekulärem und kortikalem Knochen zu unterscheiden und beide Anteile des Knochens einzeln auf ihre Dichte hin auszuwerten. So kann der stoffwechselaktiver und damit der bezüglich Knochendichteveränderungen sensitiver Anteil – der trabekuläre Knochen – gesondert untersucht werden. Bevorzugte Lokalisation für die Anwendung der QCT ist die lumbale Wirbelsäule, es kann aber beispielsweise auch der proximale Femur untersucht werden (Augat, 2002). Die Validität der QCT insbesondere für die Messungen an der Wirbelsäule ist gesichert; 1996 wurde diese Methode zur Knochendichtemessung weltweit in über 4.000 Zentren genutzt (Genant et al., 1996). Die Knochendichtemessung wird allerdings bei Vorhandensein eines Metallimplantates im Messbereich durch entstehende Artefakte gestört, weshalb die QCT nicht zur Messung der Knochendichte im direkten Grenzgebiet von Knochen und Implantat geeignet ist (Petersen, 2000). Für die Knochendichteerfassung am peripheren Skelett eignet sich besonders die periphere QCT. Sie erlaubt eine exakte volumetrische Erfassung der Knochendichte ohne eine Überlagerung von Weichteilgewebe. Zur Knochendichtemessung werden heute hauptsächlich ultradistale und diaphysär gelegene Lokalisationen genutzt (Augat, 2002). 1996 waren ca. 1.000 pQCT-Geräte in Gebrauch, der Großteil davon in Europa (Genant et al., 1996).

Neuste Techniken zur Bestimmung der Knochendichte sind die *CT-Osteoabsorptiometrie* und die *MRT-Osteodensitometrie*.

### **1.4.3 CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)**

Die CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) ist eine auf der Computertomographie basierende Methode die Mineralisierung im „subchondralen Knochen“ zu messen. Subchondraler Knochen ist als die Schicht des Knochens definiert, die direkt unter der kalzifizierten Zone des Gelenkknorpels liegt. Diese Schicht besteht aus insgesamt zwei weiteren Lagen mineralisierten Knochens, die als eine Einheit den Gelenkknorpel vom Knochenmark trennen. Die Dicke dieser subchondralen Knochenplatte variiert, auch



innerhalb einer Gelenkfläche. Die Methode der CT-OAM ist speziell entwickelt worden, die Knochendichteverhältnisse im Bereich unterhalb des Gelenkknorpels einer Gelenkfläche zu erfassen und zu visualisieren, um so beispielsweise Anzeichen einer eventuell pathologischen Belastungssituation des Gelenkes zu erkennen („loading history“). Die CT-OAM ist eine valide, nicht invasive Methode, um die subchondrale Knochendichteverteilung am lebenden Patienten zu erfassen. Sie steht im Gegensatz zu histologischen Untersuchungen, die nicht in vivo durchgeführt werden können. Durch die CT-OAM besteht die Möglichkeit, eine Darstellung der 3-D-Knochendichteverteilung zu konstruieren und sie auf die Gelenkfläche projiziert darzustellen. Es werden hierbei die vom CT-Gerät gemessenen Hounsfield-Einheiten verwendet, ausgewertet und mit Falschfarben belegt, um diese dann auf die Gelenkfläche zu projizieren. Die Mineralisierung wird hier anhand der gemessenen Absorptionswerte im CT in Hydroxylapatitwerte umgerechnet und in mgCa/ml Knochen angegeben. Die subchondrale Knochendichte kann prinzipiell in jedem Gelenk des Körpers, von dem ein CT angefertigt wurde, gemessen werden; dies ist auch retrospektiv anhand von älteren CT-Aufnahmen möglich (Müller-Gerbl, 1998).

#### **1.4.4 MR-Osteodensitometrie (MR-ODM)**

Die Magnetresonanztomographie ist eine sehr moderne Bildgebungsmodalität, die sich seit ihrer Einführung in die medizinische Wissenschaft in den siebziger Jahren beachtlich weiter entwickelt hat. Die MRT hat den Vorteil, durch das Einsetzen eines Magnetfelds auf Röntgenstrahlen verzichten zu können. Sie wird klinisch hauptsächlich zur Darstellung von Weichteilgewebe genutzt, da sie auf einer Messung der Relaxationszeiten von Wasserstoffprotonen beruht und vom Knochen aufgrund seiner Kompaktheit kein messbares Signal erzeugt werden kann.

Neu entwickelte Methoden werden nun vermehrt dazu genutzt, den trabekulären Knochen zu untersuchen, da das Vorhandensein trabekulärer Knochengrundsubstanz im untersuchten Gebiet die Signalintensität des Knochenmarks beeinflusst (Genant et al., 1996). Durch die MRT kann die Struktur des trabekulären Knochens in vivo erfasst werden (Wehrli et al., 2000). Hierzu eignet sich besonders die transversale Relaxationszeit  $T2^*$ : es ist von einem direkten Zusammenhang zwischen der Dichte des umgebenden trabekulären Netzwerkes und  $T2^*$  auszugehen (Funke et al., 1994). Dementsprechend sollte bei normaler Knochendichte mit einem dichteren Netzwerk von Trabekeln der Signalabfall aufgrund der höheren Suszeptibilität größer sein als bei einer

geringeren Knochendichte mit rarefizierten Trabekeln (Genant et al., 1996). Für den Einsatz in der täglichen klinischen Praxis sind die Ergebnisse der MR-ODM noch zu ungenau (siehe Kapitel 5); sie findet bisher unter experimentellen Gesichtspunkten Anwendung (Machann et al., 2001).

## **2. Fragestellung**

Der künstliche Kniegelenkserersatz hat in unserer Gesellschaft eine immense Bedeutung. Dies ist zum einen bedingt durch die sich seit den letzten Jahren zum alten Menschen hin ändernde Bevölkerungsstruktur. Zum anderen ist dies bedingt durch die sogenannte Wohlstandsgesellschaft, in der immer mehr Patienten übergewichtig sind im Sinne eines „Body Mass Index“ von  $>30 \text{ kg/m}^2$ . Aus diesen und anderen Gründen wird die Bedeutung der Kniegelenksendoprothetik in den kommenden Jahren noch weiter zunehmen.

Die Anzahl des endoprothetischen Gelenkersatzes liegt weltweit schätzungsweise zwischen 400.000 und 600.000 pro Jahr (Li et al., 1994; Toksvig-Larsen et al., 1994); die Anzahl des Kniegelenksersatzes liegt bei über 300.000 pro Jahr (van Loon et al., 1999). Fünf Prozent der Kniegelenkoperationen entfallen dabei auf Revisionsoperationen und treten besonders in der Altersgruppe von  $>65$  Jahren auf (Knutson et al., 1994). In Deutschland werden jährlich ca. 100.000 Knieendoprothesen implantiert (Klima et al., 2002), eine Zahl, die aus oben genannten Gründen sicherlich noch weiterhin steigen wird. Die Revisionsoperationen werden aufgrund von Prothesenlockerungen notwendig, die verschiedene Ursachen haben können: Infektionen im Knie, aufgrund mechanischen Versagens, durch allgemeine Instabilität oder wegen Patellaproblemen (Knutson et al., 1994). Die aseptische Prothesenlockerung ist jedoch die häufigste Indikation für einen Revisionseingriff nach Implantation einer Endoprothese an der unteren Extremität (Sumner et al., 1995; Kienapfel et al., 1997; Kienapfel et al., 1999). In Studien wurde mittels Röntgenstereometrie nachgewiesen, dass es schon innerhalb der ersten zwölf Monate nach Implantation von Knieprothesen unter normaler täglicher Belastung zu Problemen im Bereich des tibialen Prothesenteils im Sinne einer Migration von bis zu  $200 \mu\text{m}$  kommen kann (Kienapfel et al., 1997).

Es kommen verschiedene Ursachen hierfür in Frage, die in Kapitel 5 diskutiert werden. Im Rahmen dieser Überlegungen wird es unter anderem wichtig sein, auch die Knochendichte als Faktor für eine Lockerung und folgende Migration des tibialen Prothesenteils in Betracht zu ziehen. Eine Knochendichteabnahme innerhalb des ersten Jahres nach Prothesenimplantation kommt regelhaft vor, die größte Bewegung der Tibiaanteile innerhalb des ersten Jahres ist belegt (Petersen et al., 1999). Es wurde gezeigt, dass Prothesen, die in Knochen mit hoher Knochendichte implantiert wurden, eine geringere kontinuierliche (Spät-) Migration im Zeitraum von 1-3 Jahren nach der

Operation zeigten. Daraus lässt sich ableiten, dass die präoperative Ausgangsknochendichte als Grundlage für den Vorgang der Prothesenlockerung und Migration ein wichtiger Faktor ist. Eine Abhängigkeit von Ausgangsknochendichte und postoperativer Knochendichteveränderung scheint zu bestehen (Kerner et al., 1999; Venesmaa et al., 2003). Der prädiktive Wert der Knochendichte im Rahmen von Prothesenlockerungen soll in dieser Studie mittels CT-Osteoabsorptiometrie und Magnetresonanztomographie untersucht werden.

Ein Zusammenhang zwischen durchschnittlicher Knochendichte und Knochenfestigkeit wurde in Studien an menschlichem trabekulärem Knochen bereits belegt (Li et al., 2000). Unter der Annahme, dass eine verminderte Knochendichte des medialen oder lateralen Tibiaplateaus und damit auch der direkt darunter liegenden Knochenstrukturen mit einem Einsinken des tibialen Teils der Knieendoprothese auf der entsprechenden Seite einhergehen könnte, wurden die nachfolgenden Fragestellungen formuliert:

- o Gibt es einen Einfluss der Knochendichte des Tibiakopfes auf die Frühlockerung/Migration von Tibiakomponenten nach Knie-TEP-Implantation?
- o Ist die MR-Tomographie in diesem Zusammenhang ein geeignetes Verfahren zur Bestimmung der Knochendichte?

### **3. Material und Methoden**

#### **3.1 Durchführung**

##### **3.1.1 Patientenpopulation, Ablauf, Altersverteilung, präoperative Achsfehlstellungen, Geschlechterverteilung**

Das Patientenkollektiv der beschriebenen Studie wurde rekrutiert aus einer Vergleichsstudie mit ursprünglich insgesamt 80 Patienten. Diese hatten im Zeitraum von Juni 1997 bis Januar 1999 eine NEXGEN LPS®-Knieendoprothese der Firma ZIMMER Chirurgie GmbH erhalten. Grund des Kniegelenkersatzes waren degenerative Kniegelenksveränderungen im Sinne einer Kniegelenksarthrose.

Die Patienten wurden in der orthopädischen Poliklinik der Uniklinik gesehen und die Indikationsstellung wurde überprüft. Im Anschluss daran erhielten die Patienten ihren Termin zur Operation. Nach der stationären Aufnahme erfolgten die üblichen präoperativen Untersuchungen wie eine ausführliche Anamnese, die komplette körperliche Untersuchung, die anästhesiologischen Voruntersuchungen und die Anfertigung einer Ganzbeinaufnahme in der Radiologie zur Bestimmung der Beinachse. Zusätzlich zu diesen Untersuchungen wurde noch der KNEE SOCIETY CLINICAL SCORE erhoben – diese Werte finden jedoch in dieser vorliegenden Studie keine weitere Verwendung, da sie für die vorliegende Studie nicht von Bedeutung sind.

Nach Vorlage des Studienprotokolls bei der Ethikkommission und nachfolgendem positiven Votum durch die Ethikkommission erhielten die Patienten einen zusätzlichen Aufklärungsbogen bezüglich der Studie und wurden ausführlich über den Nutzen und die Risiken dieser Operation und speziell des Einschlusses in die Studie aufgeklärt. Die Teilnahme an der Studie war freiwillig und konnte jederzeit ohne Angabe von Gründen widerrufen werden.

Im Rahmen der Vergleichsstudie wurde 44 der 80 Patienten eine mit Polymethylmethacrylat vorbeschichtete Prothese, den anderen 36 Patienten eine unbeschichtete Prothese implantiert. Bei der Operation wurden zum einen die für die RSA-Technik notwendigen Tantalummarker implantiert (siehe Kapitel 3.4), zum anderen wurden die resezierten Tibiaplateaus asserviert und tiefgefroren. Der Ablauf der Operation unterscheidet sich bis auf die Implantation der Tantalumkugeln nicht von der üblichen Vorgehensweise beim Kniegelenkersatz.

Die Geschlechterverteilung unter den 80 Patienten war wie folgt: 17 Männer und 63 Frauen. Das Alter der Studienteilnehmer bewegte sich zum Operationszeitpunkt zwischen 50 und 84 Jahren, der Mittelwert betrug 67 Jahre. Zur näheren Aufschlüsselung der Altersverteilung siehe Diagramm in Abbildung 2.

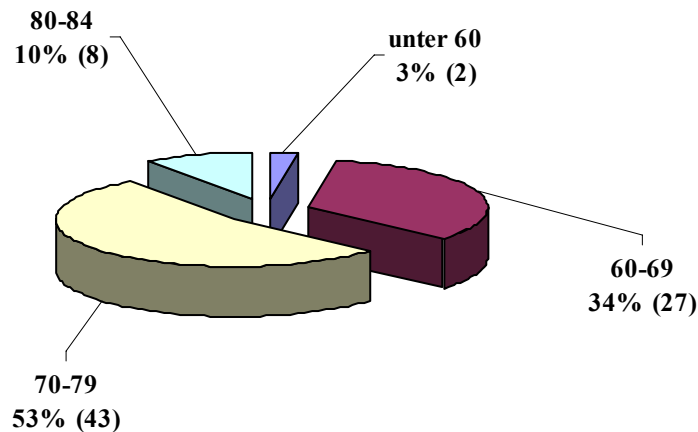


Abb. 2: Altersverteilung im Ursprungskollektiv

Bei den Patienten wurden insgesamt 5 Röntgenkontrollen durchgeführt. Diese fanden jeweils innerhalb der ersten acht Tage (ohne Belastung des Beines nach der OP), nach drei Monaten, nach sechs Monaten, nach zwölf Monaten und 24 Monate post operationem statt. Zum Kontrolltermin nach 24 Monaten konnten (leider) nur noch 25 Patienten ausgewertet werden, da zwölf Patienten inzwischen verstorben, anderweitig erkrankt oder nicht mehr Willens waren an der Studie teilzunehmen. 43 Patienten mussten aufgrund verschiedener technischer Gründe (wie beispielsweise zu schlechte Qualität der postoperativen Bilder, Qualitätsmindestanforderungen nicht erfüllt – „mean error“ –, nicht genug korrespondierende Kugeln nach 24 Monaten) aus der Studie ausgeschlossen werden.

Die Zusammensetzung des endgültigen Untersuchungs-Kollektivs ist in Abbildung 3 dargestellt.

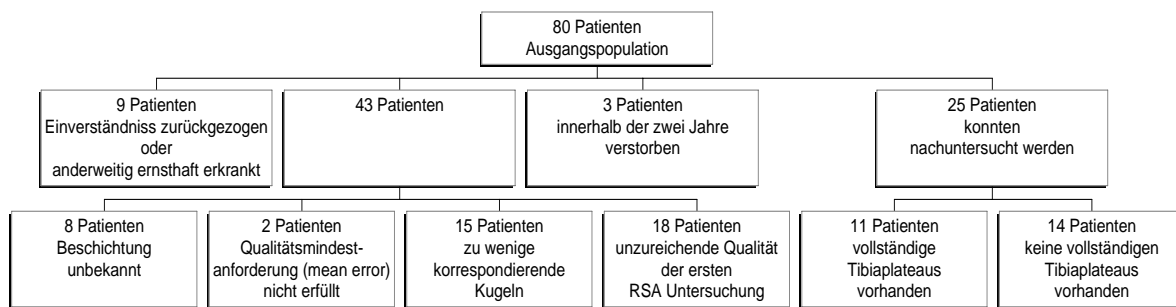


Abb. 3: Darstellung des Patientenkollektivs

Von diesen 25 Patienten wurden nun wiederum elf Patienten ausgewählt, deren resezierte Tibiaplateaus vollständig erhalten waren, so dass diese elf in die vorliegende Studie eingehen konnten. Hierbei lag der Altersmittelwert bei 66 Jahren (66-82 Jahre). Die genauere Altersverteilung ist auch hier als Diagramm in Abbildung 4 dargestellt.

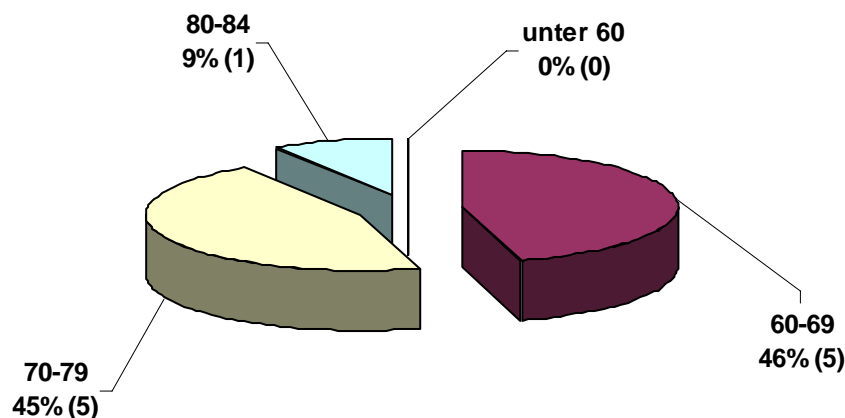


Abb. 4: Altersverteilung im rekrutierten Kollektiv

Im Rahmen der präoperativen Untersuchung wurden unter anderem die Beinachsen der Patienten anhand von CT-Topogrammen (als Ganzbein-Aufnahmen) vermessen und eine Achsfehlstellung in den Akten vermerkt. Bei 13 der 14 Patienten waren die Patientenakten und Röntgentüten vollständig, bei einem der Patienten fehlte eine Eintragung in der Patientenakte und die Röntgentüte war nicht mehr im Hause vorhanden. Eine eventuell vorhandene Fehlstellung war somit leider nicht mehr eruierbar. Die Daten bezüglich der Achsfehlstellungen der 14 Knie des rekrutierten Kollektives sind in Tabelle 1 dargestellt. Die Namen der Patienten wurden durch RSA-Patienten-Nummern ersetzt.

| RSA-Pat.-Nr. | Knie   | Kniestellung |
|--------------|--------|--------------|
| 130          | links  | Genu varum   |
| 135          | links  | Genu varum   |
| 158          | rechts | n.a.         |
| 160          | rechts | Genu varum   |
| 118          | rechts | Genu varum   |
| 126          | rechts | Genu valgus  |
| 136          | rechts | Genu varum   |
| 138          | links  | Genu varum   |
| 140          | rechts | Genu valgus  |
| 153          | rechts | Genu valgus  |
| 169          | links  | Genu varum   |

Tab. 1: Darstellung der Achsstellungen im Kniegelenk des rekrutierten Patientenkollektives

Es zählten zehn Frauen und ein Mann zum neuen Patientenkollektiv und es waren sieben rechte und fünf linke Knie betroffen.

Vier der Prothesen waren mit Polymethylmethacrylat beschichtet, sieben waren unbeschichtet (siehe Tabelle 2).

|                     | Beschichtete Prothese | Unbeschichtete Prothese |
|---------------------|-----------------------|-------------------------|
| Männliche Patienten | 0                     | 1                       |
| Weibliche Patienten | 7                     | 3                       |

Tab. 2: Darstellung des rekrutierten Patientenkollektives nach den Kriterien Geschlecht und Prothesenbeschichtung

Die Tibiaplateaus wurden bei Zimmertemperatur aufgetaut und mittels CT-Osteoabsorptiometrie und MR-Osteodensitometrie bezüglich ihrer Knochendichte untersucht. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen wurden dann mit den Ergebnissen der RSA-Untersuchung nach 24 Monaten verglichen.

### 3.1.2 Ein- und Ausschlusskriterien der Operation

Die Patientenpopulation der Operation wurde anhand von festgelegten Kriterien ausgewählt.

So galten eine primäre und sekundäre, radiologisch gesicherte Gonarthrose im Stadium 3-4 nach AHLBÄCK mit klinischen Beschwerden als Einschlusskriterium. Weiterhin wurden Patienten mit einer Achsenabweichung in der Frontalebene von weniger als 25



Grad einer mediolateralen Instabilität von weniger als 15 mm und einem Patientenalter über 55 Jahre in die Studie eingeschlossen.

Nicht in die Studie eingeschlossen wurden hingegen Patienten mit einer Infektion im Bereich der Prothesenimplantation, sowie Patienten die unter einer rheumathoiden Arthritis litten, da die nicht entzündliche und aseptische Prothesenmigration untersucht werden soll.

### **3.2 Implantattyp**

Alle Patienten dieser Studie erhielten eine Kniegelenksendoprothese vom Typ NEXGEN LPS® (Legacy™ Posterior Stabilized) der Firma ZIMMER Chirurgie GmbH. Diese Prothese zum Oberflächenersatz besteht aus drei, bei Bedarf aus vier Bestandteilen. Dies sind zum einen die Femurkomponente, die Polyethylengleitfläche (PE-Inlay) und die geschäftete Tibiafixationsplatte (Tibiaplateau). Kann die Patella des Patienten nicht erhalten werden, steht zum anderen zusätzlich eine Patellakomponente zur Verfügung. Bei allen Patienten dieser Studie konnte auf einen Ersatz der Patellakomponente verzichtet werden.

Die NexGen LPS Prothese ist für Patienten mit guter Knochensubstanz und Varus-Valgus-Stabilität entwickelt worden. Sie ist auch bei Patienten einsetzbar, die eine mediolaterale und/oder anteropostale Bandinstabilität von bis zu 15 mm aufweisen.

Die *Femurkomponente* besteht aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung (ZIMALOY®) und steht in acht verschiedenen Größen zur Verfügung, um auch den interindividuell verschiedenen Femurgrößen gerecht zu werden. So kann zwischen den anteriorposterioren Maßen von 45,5-76 mm und den mediolateralen Maßen von 51-77 mm gewählt werden. Die Breiten der Femurkondylen, die den Radien der Tibialeitfläche angepasst sind, erreichen eine Kongruenz im Verhältnis von 1,07 zu 1,00 in der Frontalebene während des gesamten Bewegungsablaufes. Durch Schaffung maximaler Kontaktflächen zwischen Femur- und Gleitflächenkomponente wird einem frühzeitigen Abrieb durch optimale Druckverteilung über das gesamte Polyethyleninlay entgegengewirkt. Eine tiefe, anatomisch geformte Grube am Femurschild ermöglicht eine anatomiegerechte Patellaführung. Sie vermindert den auf die Patella einwirkenden Druck und gewährleistet so einen fließenden Übergang zwischen der Flexions- und Extensionsbewegung. Eine Aussparung (Box) im intrakondylären Bereich dient zur Aufnahme des tibialen Steges und macht es möglich, nur minimal Knochen resezieren zu müssen. Die Anwendung dieser speziellen Verankerung (tibialer Steg -

intrakondyläre Box) verringert die posteriore Subluxations-Tendenz und sichert eine physiologische Roll-Gleitbewegung im Gelenk bis zu 120 Grad.

Die *Tibiakomponente* besteht aus einer symmetrisch gestalteten Tibiafixationsplatte sowie einer Polyethylen-Gleitfläche. Die geschäftete Tibiafixationsplatte steht in zehn verschiedenen Größen zur Verfügung, um ein optimales Anpassen an die anatomischen Gegebenheiten zu ermöglichen und somit eine maximale, zirkulär kortikale Auflagefläche zu erreichen. Die anteriorposteriore Länge der Fixationsplatte variiert zwischen 40 und 57 mm, die mediolaterale Breite zwischen 58 und 89 mm. Die Tibiafixationsplatte kann wahlweise zementiert oder zementfrei implantiert werden (bei allen Patienten dieser Studie wurde die zementierte Variante gewählt). Alle Tibiakomponenten bestehen aus einer Titanium Ti-6AL-4V Legierung. Der Gleitflächenersatz ist aus einem „ultra high molecular weight“-Polyethylen gefertigt und ist in sechs verschiedenen Höhen erhältlich. Die Höhen variieren hier von 10-23 mm. Eine kinematische Feinabstimmung der Bewegungen im artifiziiellen Gelenk kann durch die Höhenvariierung erreicht werden; es kommt zu einer abriebfreien Artikulation der femoralen und tibialen Gelenkkomponente. Eine sichere Fixation des Inlays wird durch einen speziellen Verriegelungsmechanismus an der kranialen Fläche des artifiziiellen Tibiaplateaus und durch einen zirkulären, erhöhten Rand desselben ermöglicht. Dadurch, dass das Polyethyleninlay von frontal auf die Fixationsplatte geschoben wird, kann es mit einem speziellen Werkzeug bei Bedarf ausgetauscht werden, ohne die im Knochen fixierte Tibiakomponente beschädigen zu müssen.

In den Abbildungen 5 und 6 ist eine NEXGEN Prothese dargestellt.



Abb. 5 und 6: NexGen Knieprothese in antero-posteriorer und lateraler Ansicht

### 3.3 Implantationstechnik

Bei der Überlegung zur Implantation einer Kniegelenksendoprothese ist es präoperativ von großer Bedeutung, den Winkel zwischen der mechanischen und der anatomischen Achse anhand einer Ganzbeinaufnahme (antero-posterior) zu ermitteln, damit dieser später rekonstruiert und korrigiert werden kann und der distale Femurschnitt exakt rechtwinklig zur mechanischen Achse verläuft. Dies ist entscheidend, um auch postoperativ eine optimale, also physiologische Belastung des künstlichen Gelenkes gewährleisten zu können. Bei allen Patienten wurde kollektiv eine solches CT-Topogramm angefertigt. Siehe dazu Abbildung 7.

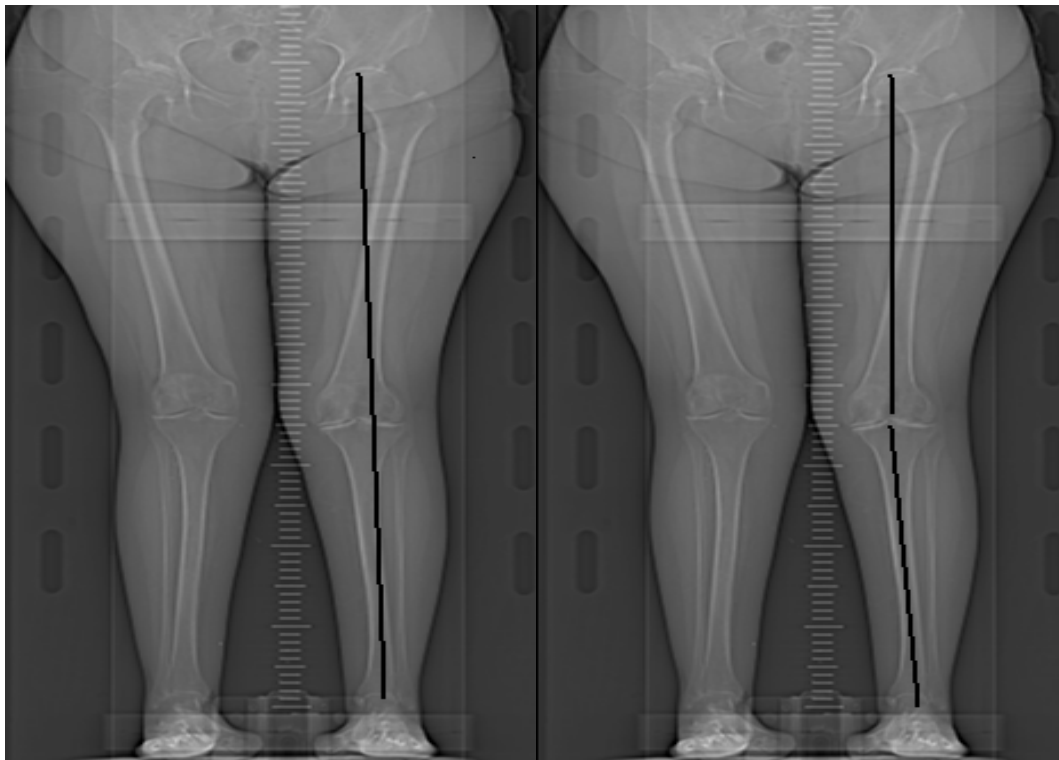


Abb. 7: Ganzbeinaufnahme zur Beinachsenbestimmung

Intraoperativ wird zuerst die Femurgröße bestimmt. Dazu wird der Femurkanal ca. 1 cm ventral vom Ansatzpunkt des hinteren Kreuzbandes mittels eines Stufenbohrers eröffnet. Es wird eine intramedulläre Femurmesslehre zur Bestimmung der A/P-Größe eingeführt und ein Messfühler auf die ventrale Kortikalis aufgesetzt. Die Femurgröße kann direkt am Instrument abgelesen werden. Darüber hinaus befinden sich Löcher in der Schablone um eine 3°-Außenrotation der Femurkomponente in Relation zur gesunden posterioren Kondyle einzustellen. Als nächstes wird ein intramedullärer Führungsstab von 22,9 cm Länge eingeführt, auf den die anteriore Femurresektionslehre

aufgesteckt wird. Befindet sich die Lehre in Position, werden die ventralen Kondylen mit einer oszillierenden Säge und einem 1,27 mm starken Sägeblatt in Höhe der Kortikalis reseziert.

Nun wird der distale Femur mittels entsprechender Resektionslehre und unter Einstellung des präoperativ ermittelten Winkels zwischen mechanischer und der anatomischer Achse reseziert. Die Resektion erfolgt sowohl am medialen als auch am lateralen Kondylus durch die mit „Standard Cutting Slot“ gekennzeichnete Sägeblattführung. Besonders ist darauf zu achten, dass die distale Resektionsfläche vollkommen eben ist, da diese Fläche Auflagefläche für weitere Schablonen und für den endgültigen Sitz der Prothese von entscheidender Bedeutung ist.

Der nächstfolgende Schritt im Operationsverlauf beinhaltet die Bestimmung der antero-posterioren Dimension des distalen Femurs und somit die Auswahl der korrekten Implantatgröße, die für die Biomechanik des prothetisch versorgten Kniegelenkes von ausschlaggebender Bedeutung ist. Die Femurmesslehre wird auf die plane distale Resektionsebene aufgeschoben und die Größe der Prothese an der Messskala abgelesen. Die entsprechende Femurresektionslehre wird ausgewählt, aufgesetzt und mit Haltezapfen fixiert. Es wird nun der Femur in vier Sägeschnitten reseziert: dorsale Kondylen, dorsaler Schrägschnitt, ventraler Schnitt, ventraler Schrägschnitt. Da die Schnittschablone nun nicht mehr benötigt wird, wird sie nach diesen Schnitten entfernt.

Die Resektion des Tibiaplateaus erfolgt in ähnlicher Art und Weise mittels einer intramedullären oder extramedullären Resektionslehre. Es wird eine Tibiaschnittschablone aufgesteckt, senkrecht zur mechanischen Achse ausgerichtet und die distale Tibia reseziert. Hierbei werden vorderes und hinteres Kreuzband entfernt.

Die entsprechenden Femur- und Tibiaprobekomponenten sowie die Tibiaprobegleitfläche werden versuchsweise eingesetzt. Die Probegleitfläche muss so gewählt werden, dass eine anatomische Bandspannung erreicht wird. Nach erfolgten Weichteilkorrekturen richtet sich die Tibiakomponente zum Femurimplantat aus, sobald das Knie von der Flexion in die Extension gebracht worden ist. Hat die Probekomponente ihre optimale Lage eingenommen, wird ihre Position markiert, die Gleitfläche entfernt und das Probeplateau mit zwei Haltenägeln fixiert. Es dient im weiteren als Schablone für die Bohrlöcher des geschäfteten, zementierten Tibiaplateaus. Sind diese Löcher gebohrt, wird der Zement eingebracht und das Tibiaplateau endgültig fixiert.

Um ihren Sitz zu überprüfen, kann nun noch einmal die andere Probekomponente eingesetzt werden.

Nachdem auch die andere Femurkomponente wie oben beschrieben durch Zement fixiert wurde, kann der Eingriff abgeschlossen werden: mittels einer speziellen Gleitflächenzange wird das Polyethyleninlay in das Tibiaplateau eingesetzt.

### 3.4 Digitale Röntgenstereometrie

Bei der **digitalen röntgenstereometrischen Analyse (DiRSA)** – auch Radiostereometrie genannt – handelt es sich um ein Verfahren, zur Erfassung geringster Migrationsbewegungen einer Prothesenkomponente mittels bildgebender Verfahren. Ermöglicht wird dies durch Tantalummarker, die bei der Prothesenimplantation in das Polyethyleninlay (PE) und in die proximale Tibia eingebracht werden. Deren Bewegungen können mit dieser Methode nachvollzogen werden. Aufgrund der hohen Genauigkeit gilt es derzeit als das beste Verfahren zur Diagnostik von Früh- und Spätlockerungen in der Endoprothetik. Weiterhin ist die RSA eine „minimal-invasive“ Methode um die Migrationsbewegungen zu erfassen.

Die röntgenstereometrische Analyse erfolgt in vier verschiedenen Schritten:

- o Implantation der Tantalummarker in das PE-Inlay und den Knochen
- o Simultane Röntgenuntersuchung in antero-posteriorem und lateralem Strahlengang
- o Scannen der Bilder und Messung der 3D Koordinaten der Marker mit der Software UMRSA®
- o Berechnung der Migrationsbewegungen der Prothese um die drei Kardinalachsen mittels der Software UMRSA®

#### Implantation der Tantalummarker

Zur Durchführung einer röntgenstereometrischen Analyse müssen zunächst die röntgendichten Tantalummarker in das Polyethyleninlay (PE) der Tibiakomponente und in den Knochen der proximalen Tibia implantiert werden.<sup>4</sup> Es werden sechs Kugeln in zwei verschiedenen Größen (0,8 und 1,0 mm) in das PE und neun Kugeln variierender Größe in die Tibia eingebracht. Dies erleichtert die spätere Zuordnung auf den antero-

---

<sup>4</sup>Die Implantation der Tantalummarker wird ohne gesonderten Aufwand im Rahmen einer herkömmlichen Operation zum Kniegelenksersatz vorgenommen.

posterioren und lateralen Röntgenaufnahmen. Zur Implantation wird als Hilfe ein Applikator benutzt, der mittels eines Trokars die Tantalokugeln in die (für das PE) vorgebohrten Löcher einbringt. Die Kugeln werden mittels Knochenwachs gesichert. Applikator und PE sind auf den Abbildungen 8 und 9 zu sehen.

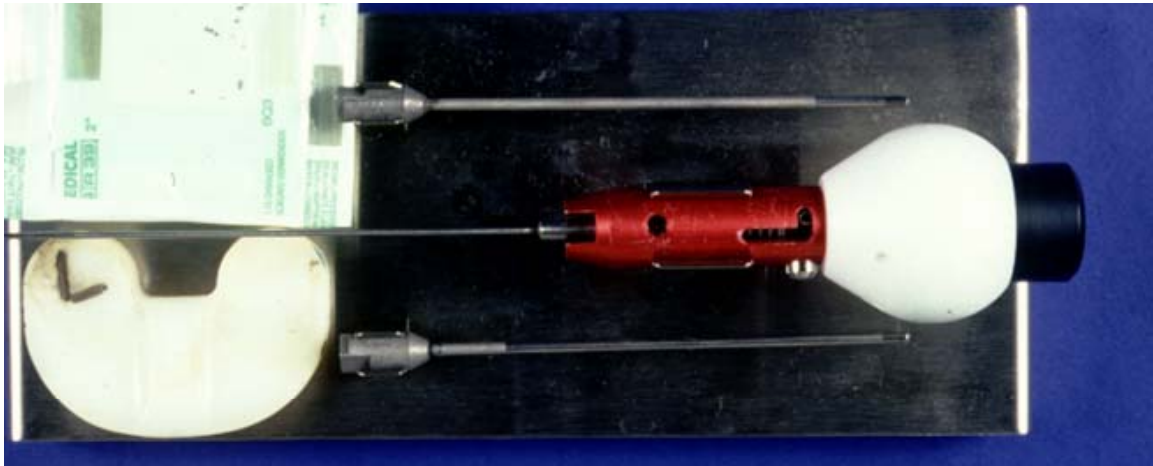


Abb. 8: Applikator für die Tantalummarkerimplantation

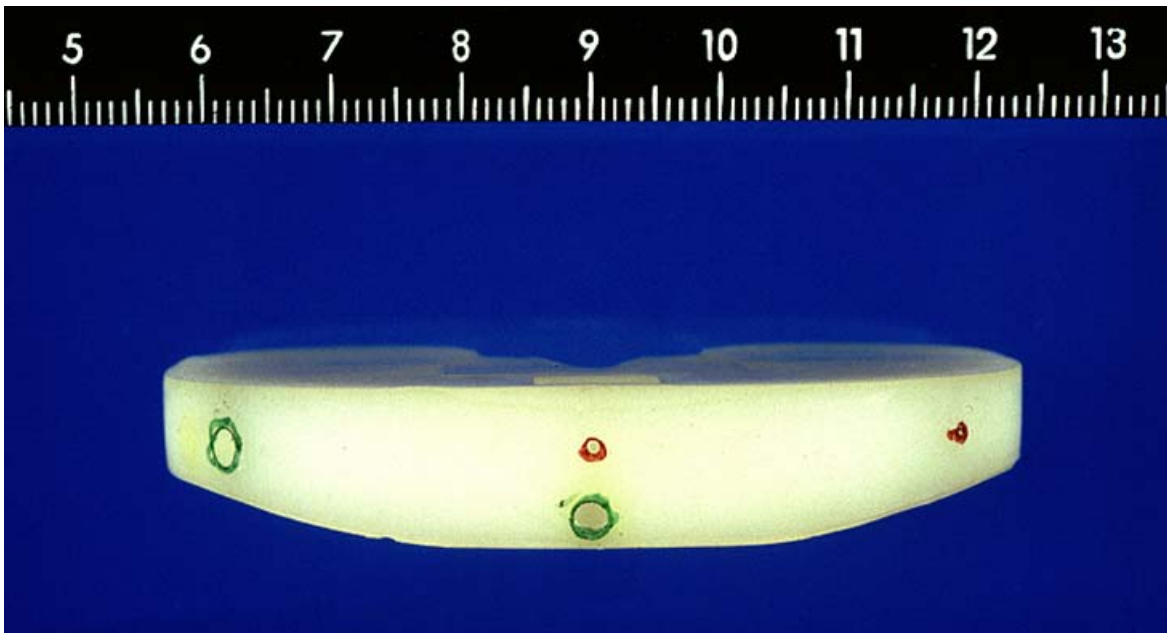


Abb. 9: Polyethyleninlay mit Bohrkanälen für die Tantalumkugeln (Skala in cm)

Die Anordnung der Tantalumkugeln im PE ist standardisiert und wird so gewählt, dass ein möglichst großer Abstand zwischen den Kugeln besteht. So sind die bestmöglichen Voraussetzungen zur Berechnung der Koordinaten der Kugeln geschaffen, um den systematischen Fehler möglichst gering zu halten. Vom Programm werden mindestens drei Tantalummarker in verschiedenen Ebenen für eine röntgenstereometrische Analyse benötigt. Aufgrund der höheren Messgenauigkeit wird weiterhin empfohlen, mindestens

sechs Marker zu implantieren, um eine mögliche Migration eines Markers zu kompensieren (Kärrholm, 2000). Beim Einbringen der Tantal-Kugeln in die Tibia ist darauf zu achten, dass die Kugeln nicht im Röntgenshatten des metallischen Haltezapfens der Prothese liegen. Das Programm kann sie dann eventuell in einer der Aufnahmen nicht erkennen, so dass sie in die weiteren Berechnungen nicht mit einbezogen werden. Auf diese Weise kann sich die auswertbare Zahl von Tantalummarkerpaaren rasch vermindern.

#### Simultane Röntgenuntersuchung in antero-posteriorem und lateralem Strahlengang

Um eine eventuelle Bewegung der Prothesenkomponente berechnen zu können, wird das Patientenknien simultan in lateralem und antero-posteriorem Strahlengang geröntgt. Für diese Berechnung ist es notwendig, sich auf den generierten Bildern an speziellen Markern zu orientieren. Dies können Knochenpunkte sein, genaueste Ergebnisse lassen sich im Knie jedoch mit Hilfe der implantierten Tantalummarker erreichen.

Für den Röntgenvorgang wird der Patient in Rückenlage auf dem Tisch gelagert und das Knie in einen speziellen Kalibrierungskasten, eingebracht.<sup>5</sup> Das Knie wird simultan mit zwei Röntgenröhren in antero-posteriorem und in lateralem Strahlengang geröntgt (siehe Abbildungen 10 und 11).

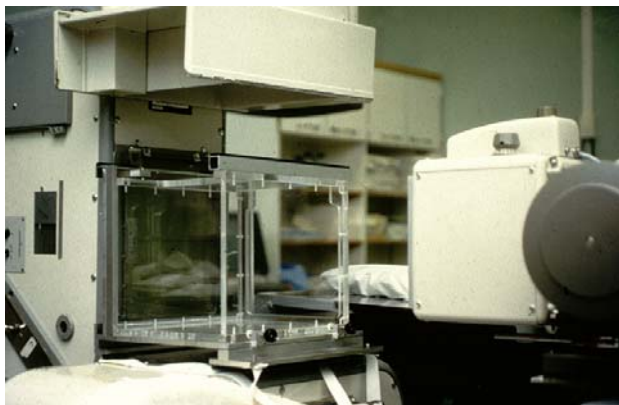


Abb. 10: Zwei Röntgenröhren und Kalibrierungskasten

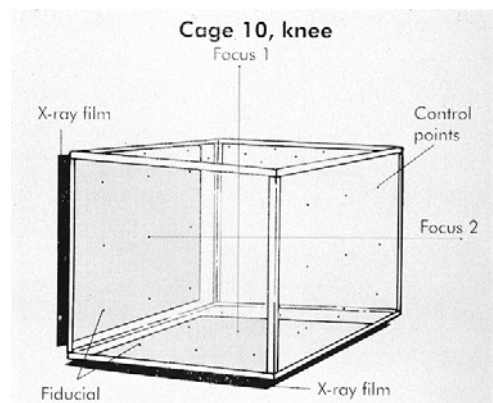


Abb. 11: schematische Darstellung eines „cage 10“

Die Strahlenbelastung ist, durch Verwendung von Hartstrahlentechnik und kurzer Expositionsdauer relativ gering (das Dosisflächenprodukt für die antero-posteriore und

<sup>5</sup> Es handelt sich hierbei um den „10ner cage“ der Firma RSA-BIOMEDICALS, Schweden.



die laterale Aufnahme beträgt  $1,3 \text{ cGy/cm}^2$  bei einer Expositionsdosis von 66 kVp und 1,6 mAs) (Ishaque, 1998). Der Abstand der Röntgenröhren zum Kasten ist festgelegt auf einen Meter und das Patientenknie liegt in leicht gebeugter Haltung mittig im Kasten. Die resultierenden Röntgenbilder und das Knie im Kalibrierungskasten sind in Abbildung 12 und 13 dargestellt.

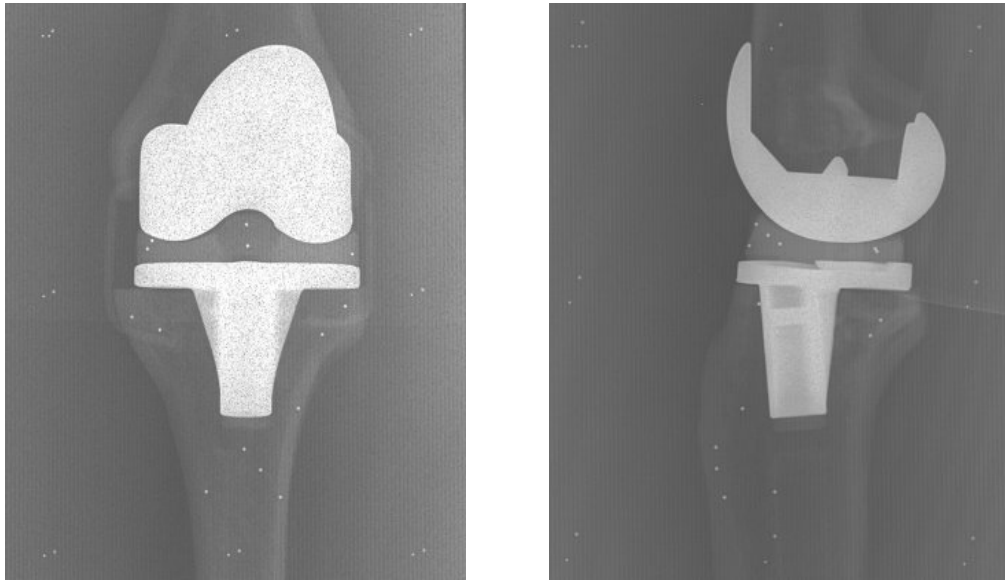


Abb. 12: Antero-posteriore und laterale Projektion eines Kniephantoms mit Kastenpunkten und Tantalummarkern

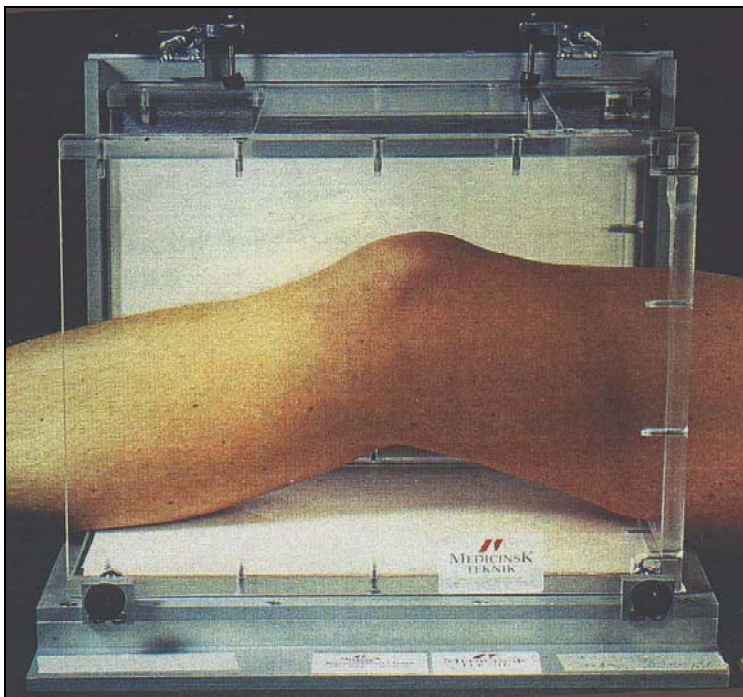


Abb. 13: Knie im Kalibrierungskasten zur simultanen antero-posterioren und medio-lateralen Röntgenaufnahme



In den Plexiglasscheiben des Kastens befinden sich filmnahe und filmferne „cage marker“, die sogenannten „fiducial marks“ und „control points“. Sie bilden sich ebenfalls auf dem Röntgenbild ab und fungieren später als Koordinatensystem für die räumliche Berechnung der Lage der Prothese. Die implantierten Tantalummarker bilden ein Polygon, das sich in sowohl in der antero-posterioren Ebene als auch in der lateralen Ebene darstellen lässt.

Durch einen Vergleich von Aufnahmen zu verschiedenen Untersuchungszeitpunkten kann eine eventuelle Bewegung der Basis der Prothesenmarker berechnet werden.

### Einscannen der Bilder und Messung der 3D Koordinaten

Die Bilder werden mittels eines UMAX<sup>®</sup> MIRAGE II Flachbettscanners erfasst und gespeichert. Mit der Software UMRSA<sup>®</sup> 4.1 werden die Bilder nachbearbeitet und die Kugeln in den beiden Projektionen einander zugeordnet.

In einem ersten Schritt werden hierzu im Programmteil „digital measure“ die Tantalummarker in der antero-posterioren Aufnahme standardisiert durchnummeriert. Gleichermaßen wird mit der lateralen Aufnahme verfahren. Zur Identifizierung der Kugeln dient hier eine dreidimensionale Hilfslinie (Parallelachse), die vom Programm erstellt wird, und die Zuordnung der Kugeln erleichtert (siehe Abbildung 14), sowie die oben erwähnte unterschiedliche Größe der Tantalummarker.

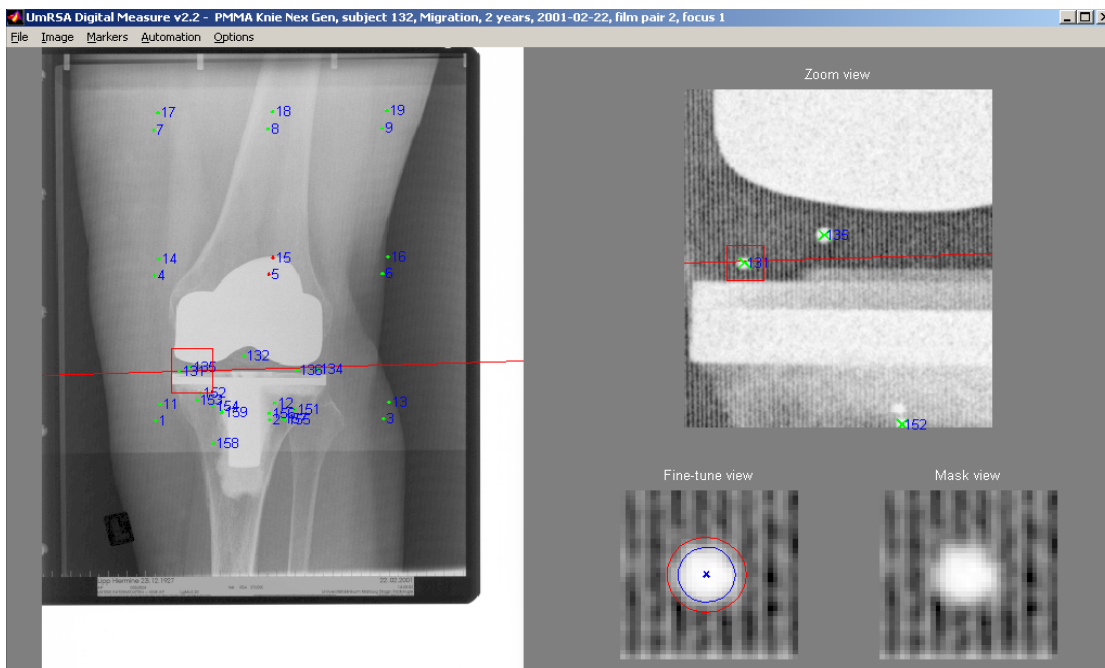


Abb.14: Kennzeichnung und Identifizierung der Tantalumkugeln

Wenn drei stabile Tantalumkugeln in verschiedenen Ebenen sicher identifiziert werden können, lassen sich die sogenannten „fictive points“ in das postoperative Bildpaar einfügen. Hierbei handelt es sich um virtuelle Marker, deren Koordinaten im Verhältnis zu den reellen Markern errechnet werden. Der Vorteil dieser „fictive points“ ist, dass sie in der weiteren Berechnung der Bewegungen unter bestimmten Voraussetzungen genutzt werden können: beispielsweise wenn ein Marker in späteren Aufnahmen nicht zu visualisieren ist oder sich im Verlauf des Untersuchungszeitraumes aus dem Polyethyleninlay herauslöst. Die virtuellen Marker lassen sich dann mittels der Option „point transfer“ in die Folgebilder einrechnen und anstelle der reellen Marker verwenden (Kärrholm, 2000). Die Koordinaten jeder einzelnen Kugel werden gespeichert und in das Berechnungsprogramm von UMRSA<sup>®</sup> übertragen.

#### *Berechnung der Mikrobewegungen der Prothese um die drei Kardinalachsen*

Um aus den Koordinaten Mikrobewegungen zu berechnen, sind für den Vergleich mindestens zwei Bildpaare nötig. Bei dieser Studie waren dies die postoperativen Bilder und die, die bei dem Nachuntersuchungstermin nach 24 Monaten entstanden sind. Die postoperative Aufnahme dient hier als Referenzaufnahme; die Bewegungen werden ausgehend von der Position des Polygons in diesem Bildpaar errechnet.

Als erstes wird der Programmteil „point correction“ durchgeführt, der die Zuordnung der Kugeln in den beiden Röntgenfoki überprüft. Falsch zugeordnete Kugeln werden so anhand der vom Computer erstellten Hilfslinie erkannt und bei Bedarf manuell korrigiert.

Bevor man die eigentliche Berechnung der Bewegungen durchführt, werden die Kugeln, die sich aus dem PE gelöst haben, mittels der Programmteile „Point motion“ und „Segment motion“ identifiziert und aus der Berechnung ausgeschlossen.

Der „tolerance mean error“ wurde in dieser Studie bei 0,35 mm festgelegt. Alle Kugeln, die sich um mehr als diese 0,35 mm bewegt haben sind als locker anzusehen und werden aus der Berechnung ausgeschlossen.

Im Programmteil „Segment motion“ wird die Rotation der gesamten Prothese in Grad um die Kardinalachsen x, y und z berechnet. Die x-Achse ist die transversale Achse im Kniegelenk. Sie verläuft horizontal durch das Knie. Die y-Achse ist die Longitudinalachse des Gelenkes und verläuft vertikal durch das Knie, während die z-Achse die saggitale Ebene des Kniegelenkes durchläuft. In dieser Studie ist die Rotation um diese z-Achse von besonderem Interesse: Sie stellt sich klinisch als ein mediales oder laterales Einsinken dar. Ebenso wird in „Segment motion“ die

Translationsbewegung der Prothese auf der y-Achse berechnet, die sich in einem Absinken (*Subsidence*) oder einem Ansteigen (*Liftoff*) der Prothese zeigt. Hierbei wird immer die Bewegung des gesamten Polygons, bzw. die Bewegung im „Centre of Gravity“, dem geometrischen Mittelpunkt des Polygons, betrachtet (Kärrholm, 2000).

Im Programmteil „Point motion“ werden die Bewegung der einzelnen Kugeln entlang der y-Achse errechnet. Es ergeben sich für die maximale Bewegung die Parameter *Maximum Liftoff* oder *Maximum Subsidence* sowie der Parameter *Maximum Total Point Motion* zur Bezeichnung des Punktes mit der maximalen Bewegung.

Diese einzelnen Bewegungen sind auf den Abbildungen 15-20 verdeutlicht.

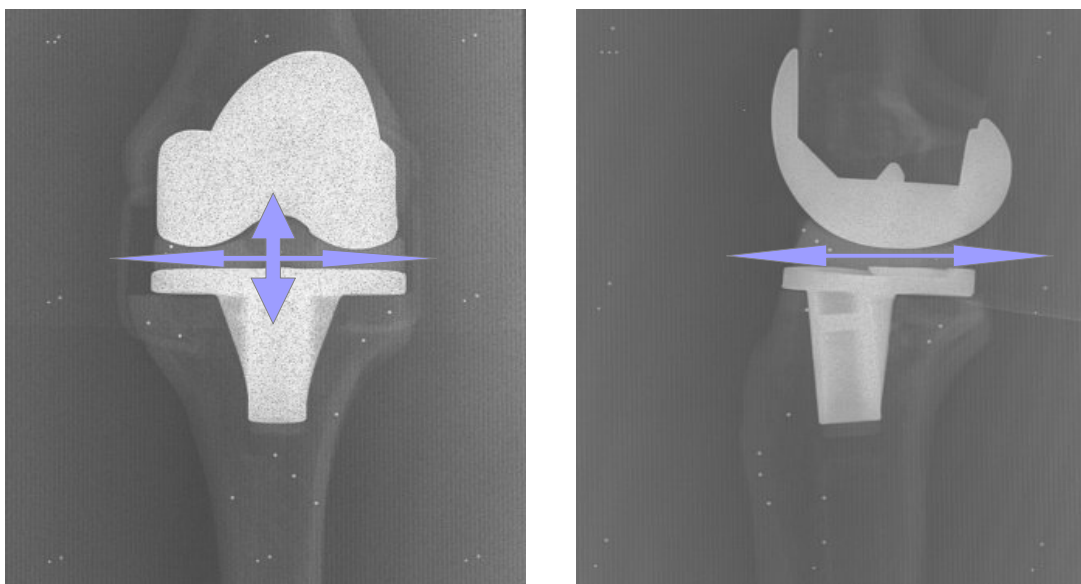


Abb. 15 und 16: Translationsbewegungen entlang der x-und y-Achse bzw. der z-Achse

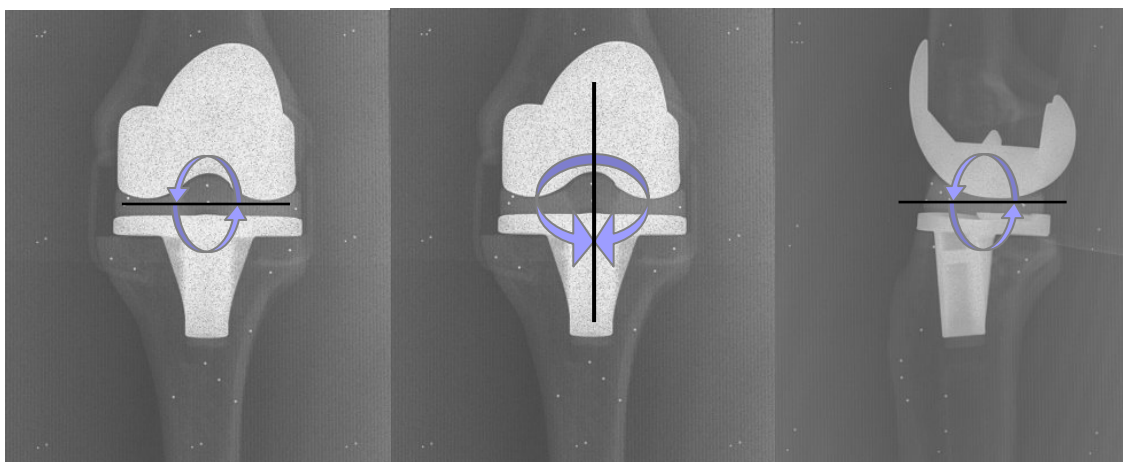


Abb. 17-19: Rotationsbewegungen um die x-, y- und z-Achse

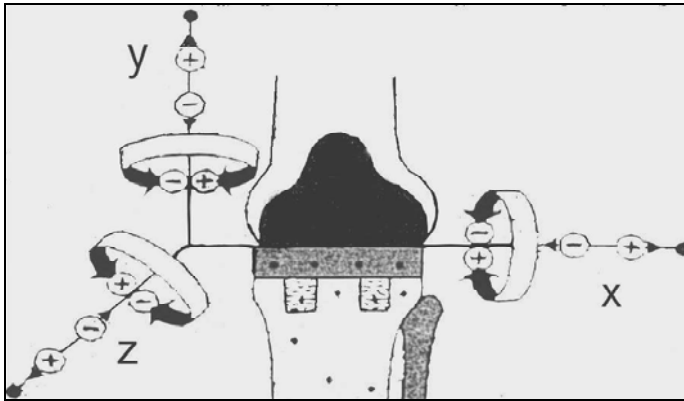


Abb. 20: zusammenfassende schematische Darstellung der Migrations- und Rotationsbewegungen nach Kärrholm, 1998. Die Migration bzw. Rotation wird später als Absolutwert mit entsprechendem Vorzeichen (Plus und Minus) angegeben. Die Migrations- bzw. Rotationsrichtung der Prothese um die jeweilige Achse kann dann anhand des Vorzeichens abgelesen werden.

Bestand im postoperativen Bildpaar die Möglichkeit des Einfügens der „fictive points“ wie oben beschrieben, so werden diese mittels der Funktion „point transfer“ in die Folgebilder eingerechnet. Um die besten Voraussetzungen für die Berechnungen zu schaffen, wird dann mit diesen fixen „fictive points“ gerechnet.

### 3.5 CT-Osteoabsorptiometrie

Die Osteoabsorptiometrie ist ein etabliertes und in vielen Studien validiertes Verfahren zur Messung der subchondralen Knochendichte (Müller-Gerbl et al., 1989). Bei dieser Methode wird die Knochendichte anhand der vorhandenen Kalziumkonzentration an jeder Stelle des vermessenen Knochens ermittelt. Zugrunde liegt der Messung ein computertomographisch erstelltes Bild des Knochens, das via Software zu einem dreidimensionalen Bild gerendert wird. Die Dichte kann an jeder Stelle des Knochens gemessen werden, wird auf die Gelenkfläche projiziert und mit Falschfarben dargestellt. Jedem einzelnen Pixel des Bildes wird anhand von Graustufen der entsprechende Kalziumgehalt des Knochens zugeordnet ( $\text{Ca}^{2+}$ -Hydroxylapatit-Gehalt/ml). Die Knochendichte ist um so höher, je höher der Kalziumgehalt ist.

### 3.5.1 Bildakquisition

Die Erstellung der Bilder erfolgte durch Vermessung der Tibiaplateaus in einem Computertomographen.<sup>6</sup> Um später auftretende Seitenverwechslungen zu vermeiden, wurden die ventrale und die mediale Seite des Tibiaplateaus gekennzeichnet.

Die Messungen erfolgten unter folgenden Parametern:

- o koronare Schnittführung
- o Schichtdicke 1 mm
- o „Pitch“ = 1
- o 120 kV und 80 mAs.

Der für die routinemäßige CT-Osteodensitometrie vorhandene Messstandard mit zwei definierten Dichtewerten wurde mitgeführt.

Die rekonstruierte Schichtdicke beträgt einen Millimeter (Inkrement 1 mm), es werden zwei Rekonstruktionen (Kernel AB50 und AB70) durchgeführt. Die so gewonnenen Daten wurden konvertiert, so dass sie in die Software „ANALYZE<sup>®</sup>“, eingefügt und bearbeitet werden konnten.<sup>7</sup>

Die Bearbeitung der Bilder teilt sich in mehrere Schritte auf:

Im *ersten Schritt* werden die Bilder so editiert, dass sich die Dichte für jeden Punkt unterhalb der Gelenkfläche berechnen lässt.

Im *zweiten Schritt* wird für jedes Tibiaplateau ein dreidimensionales Bild konstruiert mit Aufsicht auf die Gelenkfläche von proximal und als Anschnitt, wie in Abb. 21 dargestellt.

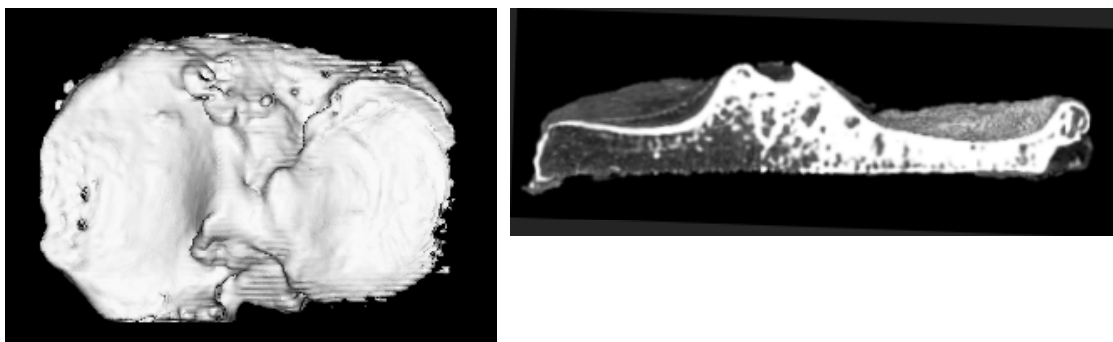


Abb. 21: Dreidimensionale Bilder eines Tibiaplateaus

<sup>6</sup> Genutzt wurde hierzu ein Computertomograph der Firma SIEMENS, Erlangen, Deutschland.

<sup>7</sup> Verwendet wurde die Version ANALYZE 1.5.5 der Firma BIOMECHANICAL , Imaging Resource, Mayo Foundation

Als *dritter Schritt* werden den Graustufen dieses Bildes (Hounsfield Einheiten) die entsprechenden Falschfarben zugeordnet, so dass eine farbliche Darstellung möglich wird. Hierbei wird eine „maximum-intensity projection“ verwendet, die jeden Bildpunkt und jede maximale Dichte des unter der Gelenkfläche liegenden Knochens auf die Gelenkfläche projiziert. Die Zonen mit den höchsten Knochendichten werden hierbei in Weiß, Schwarz und Rot dargestellt, die mit den geringsten Knochendichten in Grün und Blau. Abbildung 22 zeigt ein Beispiel hierfür.

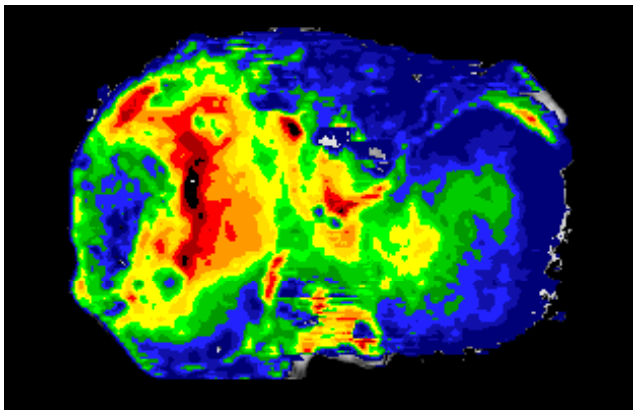


Abb. 22: Mit Falschfarben belegtes Bild eines Tibiaplateaus

Im *vierten Schritt* werden dann, um nur die Dichte in dem Bereich der Gelenkflächen darzustellen, diese markiert und auf das dreidimensionale Bild projiziert. Dies ist in Abbildung 23 dargestellt.

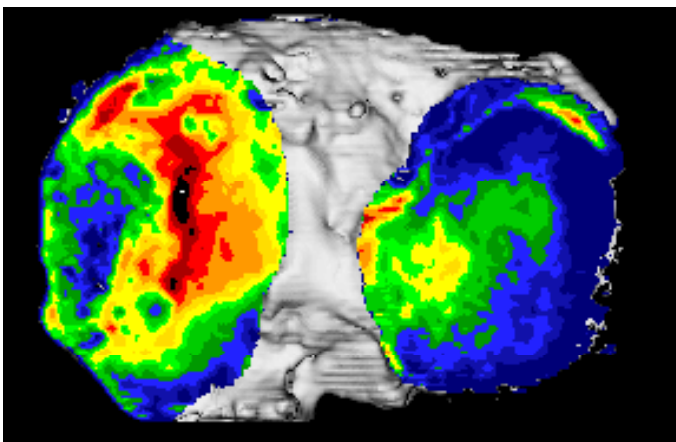


Abb. 23: Ausgeschnittene Gelenkflächen projiziert auf das CT-Bild des Tibiaplateaus

### 3.5.2 Bildauswertung

Zur Auswertung der Bilder werden für das jeweils ganze Plateau, die mediale sowie die laterale Gelenkfläche die Graustufen gemessen und in das Programm „URMELE“ übertragen. Mittels dieses Programms wird die Dichte in bestimmten Volumeneinheiten, den sogenannten Voxeln, gemessen und innerhalb dieser Voxel ein Dichtemittelwert gebildet. Auf diese Weise wird errechnet, wie hoch der Kalziumgehalt an jeder Stelle des Knochens ist - respektive die Knochendichte.

## 3.6 MRT-Densitometrie

Spongioser Knochen bedingt aufgrund lokaler Magnetfeldinhomogenitäten eine Verkürzung der transversalen Relaxationszeit des Knochenmarks. Bei der Magnetresonanztomographie kann anhand der Geschwindigkeit des exponentiellen Signalintensitätsabfalls eine Aussage über die Knochendichte des vermessenen Knochens getroffen werden. Dieser Signalintensitätsabfall geht in die T2\*-Relaxationszeit ein. Betrachtet wird bei der Knochendichtemessung die Halbwertszeit des Signals des Knochenmarks ( $t_{50}$ ). Wird davon ausgegangen, dass bei dichtem Knochen die Anzahl der Trabekel höher ist als bei weniger dichtem, fällt bei dichtem Knochen die Signalintensität schneller ab als bei weniger dichtem Knochen. Demnach ist  $t_{50}$  bei dichtem Knochen kleiner als bei weniger dichtem. Die MRT-Osteodensitometrie ist ein in verschiedenen Studien erprobtes Verfahren zur Bestimmung der Knochendichte (Funke et al., 1994; Brismar, 2000; Machann et al., 2000; Arokoski et al., 2002).

### 3.6.1 Bildakquisition

Die Messungen der Tibiaplateaus wurden in einem 1.0 Tesla Magnetresonanztomographen mit folgenden Parametern durchgeführt:<sup>8</sup>

- o eine „Rise Time“ von 1200 msec
- o eine maximale Feldstärke von 20 mT/m
- o unter Verwendung einer zirkulär polarisierten Extremitätenspule (20x20 cm).

Die ventrale und die mediale Seite der Plateaus wurden wiederum gekennzeichnet, um spätere Seitenverwechslungen zu vermeiden.

---

<sup>8</sup> Verwendet wurde ein der Magnetresonanztomograph MAGNETOM EXPERT<sup>®</sup>, SIEMENS, Erlangen, Deutschland.

Da bei einer  $T_2^*$ -gewichteten Messung die  $T_2$ -Effekte, d.h. die inkonstanten Inhomogenitäten des Magnetfeldes, weitestgehend unterdrückt werden, wurde die transversale  $T_2^*$ -Messung unter Verwendung einer Gradienten-Multi-Echo-Sequenz für die Messungen ausgewählt.

Die Messung erfolgt in zwei Schritten:

Im *ersten Schritt* wird eine Lokalisierung in zwei Ebenen durchgeführt und die Sequenz in der koronaren Ebene geplant. Die zu vermessende Schicht (7 mm stark) wird direkt an die chirurgische Schnittkante gelegt. Da die Knochendichte des Resektats an der Schnittkante spiegelbildlich zur Knochendichte der Auflagefläche der Tibiakomponente der Knieprothese ist.

Im *zweiten Schritt* erfolgt die eigentliche Messung mit der Flash-Multi-Echo-Sequenz 64 (fam64) in der festgelegten koronaren Ebene. Die Signalintensität wird zu 64 unterschiedlichen Echozeitpunkten innerhalb von drei Sekunden gemessen. Als Repetitionszeit (TR) des Impulses wurden 153,1 ms gewählt, die Echozeit (TE) beträgt 2,7 ms. Mit einem Flipwinkel von  $30^\circ$ , einer Matrix von 128 Pixeln und einem „Field of View (FoV)“ von 210x210 mm wurde das im Folgenden unten gezeigte Bild generiert (siehe Abbildung 24).

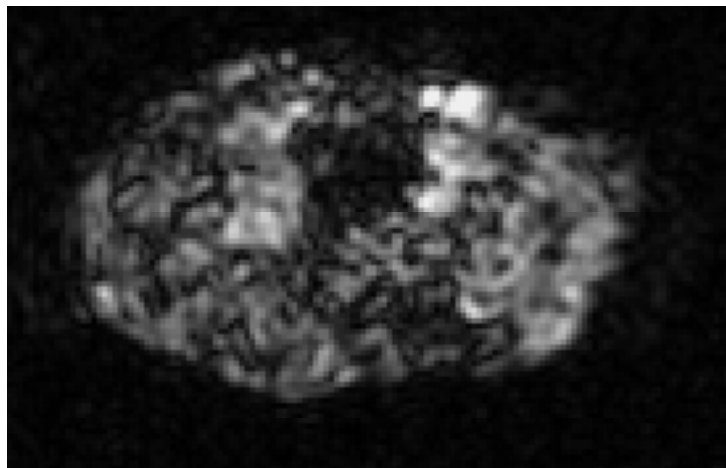


Abb. 24: MRT-Bild eines Tibiaplateaus



### 3.6.2 Bildauswertung

Zur Bildauswertung werden die Bilder des MRT's inklusive aller Daten auf einen Computer übertragen.<sup>9</sup> Mittels der Software MT-DYNA<sup>®</sup> der Firma MEVIS werden die MRT-Bilder weiter bearbeitet.<sup>10</sup> In jedem Plateau wurde die Knochendichte in Form der abfallenden Signalintensität jeweils für das gesamte Plateau, die mediale und die laterale Gelenkfläche berechnet.

Diese Berechnung gliedert sich in drei Schritte:

Im *ersten Schritt* werden dazu die Gelenkflächen im MRT-Bild gesondert gekennzeichnet.

Dies ist in Abbildung 25 zu sehen.

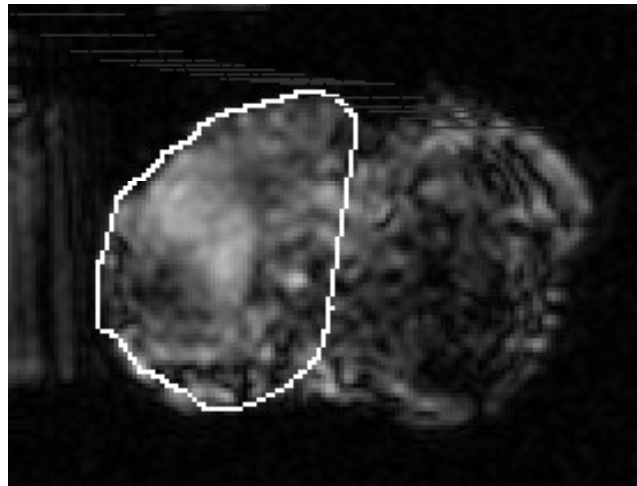


Abb. 25: von Hand eingezeichnete Gelenkfläche

In einem *zweiten Schritt* werden den Graustufen des Bildes (Hounsfield Einheiten) Falschfarben zugeordnet, so dass die Knochendichte auch optisch in allen drei Versionen gut sichtbar ist. Die größten Dichtebereiche stellen sich in den Farben Lila, Rosa und Pink dar, die Bereiche mit der geringsten Dichte in den Farben Rot, Orange und Gelb (Abbildung 26).

<sup>9</sup> Dies ist der INDIGO-2 der Firma SILICON GRAPHICS, Palo Alto, Kalifornien, USA

<sup>10</sup> Der Sitz der Firma MEVIS ist Bremen, Deutschland

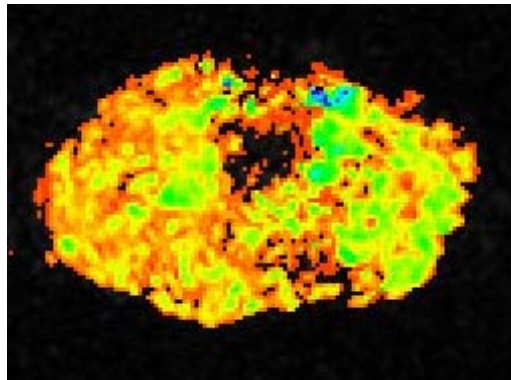


Abb. 26: Mit Falschfarben belegtes Bild eines Tibiaplateaus

Im *dritten Schritt* werden die so gewonnen Daten auf einen PC übertragen und in das Grafikprogramm „ORIGIN<sup>®</sup>“ integriert.<sup>11</sup> Das Programm erstellt jeweils eine graphische Darstellung des Signalverlustes über die Zeit, wie unten in Abbildung 27 dargestellt.

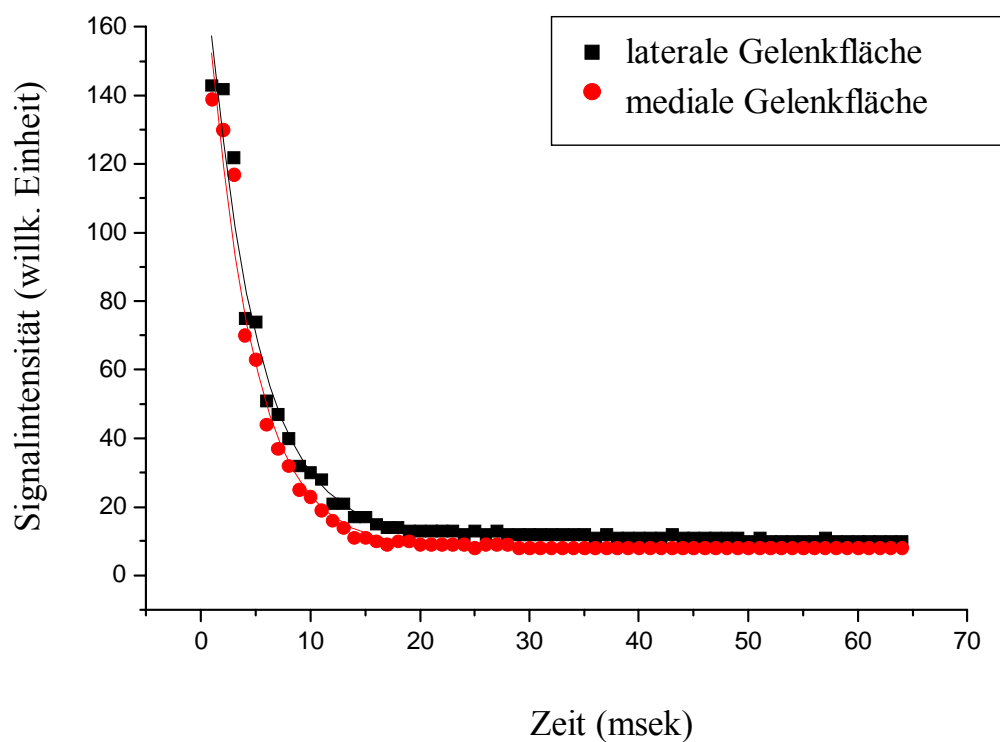


Abb. 27: Graphische Darstellung des Intensitätsabfalls des Signals

<sup>11</sup> Es handelt sich hierbei um die Version ORIGIN<sup>®</sup> 6.1 der Firma ADDITIVE, Friedrichsdorf, Deutschland.

Die von MT-DYNA ermittelten Daten wurden in die Variablen der Formel

$$t_{50} = -t \cdot \ln[(A - 3y_0)/2A]$$

eingesetzt, wobei  $t$  die Echozeit der Messsequenz,  $y_0$  die Signalintensität am tiefsten Punkt der Kurve und  $A$  die Ausgangssignalintensität ist.

So konnte ein relativer Wert für die Knochendichte ermittelt werden.

## **4. Ergebnisse**

Die RSA-Daten der vorliegenden Studie wurden im Rahmen einer größeren Vergleichsstudie gewonnen. In dieser Vergleichsstudie wurden die für die RSA-Technik üblichen Endpunkte festgelegt: die Maximum Total Point Motion (MTPM), die Maximum Subsidence (MaxSub), der Maximum Liftoff (MaxLift) sowie die Rotationen und Translationen um die drei Raumachsen. Diese Endpunkte wurden auch in der vorliegenden Studie verwendet. Als Kontroll-Untersuchungszeitpunkte wurden drei Monate, zwölf Monate und 24 Monate postoperativ festgelegt und jeweils mit der postoperativen Aufnahme verglichen. Diese postoperative Aufnahme entstand innerhalb der ersten acht Tage nach der Operation. Der Vergleich zur postoperativen Aufnahme wurde gewählt, da das operierte Knie zu diesem Zeitpunkt noch nicht wieder belastet worden ist. Das Migrationsverhalten der Prothese kann anhand dieser Vergleiche exakt nachvollzogen werden.

### **4.1 Personenbezogene Daten**

Unter den 11 Patienten befinden sich ein Mann und zehn Frauen. Das Gewicht liegt zwischen 45 und 83 kg (wobei 55 Prozent aller Patienten waren zwischen 70 und 78 kg schwer sind), während das Alter der Patienten zwischen 66 und 82 Jahren liegt. Es waren fünf linke und sechs rechte Knie betroffen und es wurden vier unbeschichtete und sieben beschichtete Prothesen implantiert. Bezüglich der Gruppe der Patienten mit einer unbeschichteten Prothese ist zu erwähnen, dass diese Patienten zwischen 73 und 83 kg schwer waren, während in der Gruppe mit den beschichteten Prothesen fünf der sieben Patienten leichter waren als 73 kg.

In der Tabelle 3 sind die personenbezogenen Daten der Patienten aufgezeigt.

| <b>RSA-Pat.-Nr.</b> | <b>Geschlecht</b> | <b>Gewicht<br/>in kg</b> | <b>Alter<br/>in Jahren</b> | <b>Seite</b> | <b>Prothese</b> | <b>Kniestellung<br/>vor OP</b> |
|---------------------|-------------------|--------------------------|----------------------------|--------------|-----------------|--------------------------------|
| 130                 | weiblich          | 73                       | 66                         | links        | unbeschichtet   | Genu varum                     |
| 135                 | männlich          | 83                       | 72                         | links        | unbeschichtet   | Genu varum                     |
| 158                 | weiblich          | 75                       | 77                         | rechts       | unbeschichtet   | n.a.                           |
| 160                 | weiblich          | 78                       | 82                         | rechts       | unbeschichtet   | Genu varum                     |
| 118                 | weiblich          | 83                       | 70                         | rechts       | beschichtet     | Genu varum                     |
| 126                 | weiblich          | 69                       | 78                         | rechts       | beschichtet     | Genu valgus                    |
| 136                 | weiblich          | 72                       | 76                         | rechts       | beschichtet     | Genu varum                     |
| 138                 | weiblich          | 65                       | 67                         | links        | beschichtet     | Genu varum                     |
| 140                 | weiblich          | 45                       | 67                         | rechts       | beschichtet     | Genu valgus                    |
| 153                 | weiblich          | 75                       | 69                         | rechts       | beschichtet     | Genu valgus                    |
| 169                 | weiblich          | 70                       | 66                         | links        | beschichtet     | Genu varum                     |

Tab. 3: personenbezogene Daten der Patienten

## 4.2 RSA-Ergebnisse

In den folgenden Tabellen sind die Einzelwerte der RSA-Untersuchungen aufgeführt.

Im oberen Teil der Tabellen 4 bis 6 sind jeweils die Patienten aufgeführt, die eine unbeschichtete Prothese erhalten haben. Im unteren Teil der Tabellen sind die Patienten aufgeführt, denen eine beschichtete Prothese implantiert wurde.

Aufgrund der kleinen Fallzahl erfolgt nur eine beschreibende statistische Darstellung in Form von Einzeldaten.

| <b>RSA-Pat.-<br/>Nr.</b> | <b>MTPM</b> | <b>MaxLift</b> | <b>MaxSub</b> | <b>X-Rot</b> | <b>Y-Rot</b> | <b>Z-Rot</b> | <b>X-Trans</b> | <b>Y-Trans</b> | <b>Z-Trans</b> |
|--------------------------|-------------|----------------|---------------|--------------|--------------|--------------|----------------|----------------|----------------|
| 130                      | 1,019       | 0,321          | -0,282        | 0,62         | -0,2         | 0,95         | -0,314         | -0,074         | 0,486          |
| 135                      | 0,391       | 0,312          | -0,053        | 0,01         | -0,12        | -0,26        | 0,22           | 0,102          | -0,03          |
| 158                      | 0,795       | 0,682          | -0,087        | -0,33        | -0,34        | -0,58        | 0,112          | 0,355          | -0,236         |
| 160                      | 0,857       | 0              | -0,566        | -1,2         | 3,93         | -4,96        | 0,266          | -0,302         | 0,142          |
|                          |             |                |               |              |              |              |                |                |                |
| 118                      | -           | -              | -             | -            | -            | -            | -              | -              | -              |
| 126                      | -           | -              | -             | -            | -            | -            | -              | -              | -              |
| 136                      | 0,203       | 0,103          | -0,121        | 0,15         | -0,14        | -0,19        | 0,007          | -0,035         | 0,091          |
| 138                      | -           | -              | -             | -            | -            | -            | -              | -              | -              |
| 140                      | -           | -              | -             | -            | -            | -            | -              | -              | -              |
| 153                      | 0,285       | 0,099          | -0,01         | 0,12         | -0,17        | -0,01        | -0,044         | 0,01           | -0,195         |
| 169                      | 0,211       | 0,209          | -0,03         | -0,28        | -0,1         | 0,07         | 0,007          | 0,107          | -0,096         |

Tab. 4: Nachuntersuchung nach drei Monaten

| <b>RSA-Pat.-<br/>Nr.</b> | <b>MTPM</b> | <b>MaxLift</b> | <b>MaxSub</b> | <b>X-Rot</b> | <b>Y-Rot</b> | <b>Z-Rot</b> | <b>X-Trans</b> | <b>Y-Trans</b> | <b>Z-Trans</b> |
|--------------------------|-------------|----------------|---------------|--------------|--------------|--------------|----------------|----------------|----------------|
| <b>130</b>               | 0,919       | 0,38           | -0,026        | 0,02         | -0,24        | 0,5          | -0,219         | 0,08           | 0,383          |
| <b>135</b>               | 1,438       | 0,932          | -0,575        | -1,27        | -0,89        | -0,73        | 0,178          | 0,431          | -0,562         |
| <b>158</b>               | 0,905       | 0,847          | -0,138        | -1,24        | -0,05        | -0,52        | 0,176          | 0,357          | -0,362         |
| <b>160</b>               | 0,874       | 0,213          | -0,15         | 0,25         | -0,97        | 0,18         | -0,244         | -0,052         | 0,282          |
|                          |             |                |               |              |              |              |                |                |                |
| <b>118</b>               | -           | -              | -             | -            | -            | -            | -              | -              | -              |
| <b>126</b>               | 0,618       | 0,573          | -0,308        | 0,19         | 0,49         | 0,66         | -0,105         | 0,194          | 0,09           |
| <b>136</b>               | 0,743       | 0,457          | -0,402        | 0,09         | -0,86        | -0,76        | -0,087         | 0,062          | 0,073          |
| <b>138</b>               | 0,716       | 0,639          | 0             | 0,4          | -0,16        | -0,3         | -0,024         | 0,311          | 0,359          |
| <b>140</b>               | 1,588       | 0,291          | -0,613        | -0,95        | 1,1          | -0,09        | 0,522          | 0,013          | -0,841         |
| <b>153</b>               | 0,619       | 0,162          | -0,532        | -0,68        | -0,18        | -0,26        | 0,067          | -0,049         | -0,381         |
| <b>169</b>               | 0,584       | 0,563          | -0,273        | -1,02        | -0,01        | -0,07        | 0,034          | 0,314          | -0,317         |

Tab. 5: Nachuntersuchung nach zwölf Monaten

| <b>RSA-Pat.-<br/>Nr.</b> | <b>MTPM</b> | <b>MaxLift</b> | <b>MaxSub</b> | <b>X-Rot</b> | <b>Y-Rot</b> | <b>Z-Rot</b> | <b>X-Trans</b> | <b>Y-Trans</b> | <b>Z-Trans</b> |
|--------------------------|-------------|----------------|---------------|--------------|--------------|--------------|----------------|----------------|----------------|
| <b>130</b>               | 0,904       | 0,499          | -0,163        | -1,75        | 0,63         | -1,74        | 0,104          | 0,238          | -0,088         |
| <b>135</b>               | 0,6         | 0,235          | -0,285        | -0,43        | -0,64        | -0,27        | 0,121          | 0,069          | -0,037         |
| <b>158</b>               | 1,882       | 0,024          | -0,259        | 0            | -0,38        | -0,21        | -0,193         | -0,096         | 0,123          |
| <b>160</b>               | 0,888       | 0,358          | -0,115        | 13,03        | -0,15        | 2,98         | -0,264         | 0,054          | 0,018          |
|                          |             |                |               |              |              |              |                |                |                |
| <b>118</b>               | 0,627       | 0,184          | -0,482        | -0,74        | -0,06        | -0,17        | 0,357          | -0,088         | 0,088          |
| <b>126</b>               | 1,038       | 0,989          | -0,515        | -0,14        | 0,23         | 1,18         | -0,31          | 0,391          | 0,021          |
| <b>136</b>               | 0,28        | 0,181          | 0             | -0,15        | -0,09        | -0,09        | 0,119          | 0,152          | -0,154         |
| <b>138</b>               | 0,652       | 0,143          | -0,177        | -0,1         | -0,16        | 0,25         | -0,29          | -0,014         | 0,469          |
| <b>140</b>               | 1,753       | 0,334          | -0,722        | -1,16        | 1,62         | 0,08         | 0,333          | -0,067         | -0,807         |
| <b>153</b>               | 0,863       | 0,234          | -0,776        | -0,97        | -0,16        | -0,43        | 0,072          | -0,1           | -0,489         |
| <b>169</b>               | 0,84        | 0,791          | -0,371        | -1,43        | 0,24         | -0,05        | 0,045          | 0,435          | -0,457         |

Tab. 6: Nachuntersuchung nach 24 Monaten

Die Patienten, die eine unbeschichtete Prothese erhielten, sind in den folgenden Diagrammen am Anfang dieser dargestellt, und zwar mit den RSA-Patienten-Nr. 130, 135, 158 und 160 (im Folgenden unbeschichtete Gruppe genannt). Diejenigen, denen man eine beschichtete Prothese implantierte, haben die RSA-Patienten-Nr. 118, 126, 136, 138, 140, 153 und 169 erhalten und sind im Diagramm als nachfolgende aufgelistet (im Folgenden beschichtete Gruppe genannt).

Bei der Darstellung der Ergebnisse haben die Patienten, die nach drei Monaten nachuntersucht werden konnten, einen lila Balken (7 Patienten) und die nach ZWÖLF Monaten untersuchten einen roten Balken (10 Patienten) erhalten. Die Patienten, die nach 24 Monaten untersucht werden konnten, sind als gelber Balken dargestellt (11 Patienten). Bei der Darstellung der z-Rotation werden die einzelnen drei

Nachuntersuchungszeitpunkte in gesonderten Diagrammen dargestellt, da diese die Referenzbewegung für den Vergleich zur Knochendichtemessung darstellt und näher diskutiert werden soll.

#### **4.2.1 Maximum Total Point Motion**

Maximum Total Point Motion (MTPM) ist ein zentraler Faktor zur Beschreibung der Prothesenstabilität. Dieser Parameter ist definiert als der 3-D Vektor des Punktes mit der größten Migration und setzt sich aus der Vektor-Addition der Translationen in allen Gelenkachsen zusammen. Der MTPM zeigt somit die Migrationsrichtung der Prothese an.

Die maximale Bewegung nach drei Monaten beträgt 1,019 mm in der unbeschichteten Gruppe, während sie in der beschichteten Gruppe 0,285 mm beträgt.

Zum zweiten Untersuchungszeitpunkt, also nach zwölf Monaten, liegt die maximale Bewegung in der unbeschichteten Gruppe bei 1,438 mm, in der beschichteten Gruppe bei 1,588 mm.

24 Monate nach der Operation konnten alle elf Patienten nachuntersucht werden. Die maximale Bewegung in der Gruppe der Patienten mit einer unbeschichteten Prothese liegt hier bei 1,882 mm. In der Gruppe der Patienten, die eine beschichtete Prothese erhalten hatten, liegt die maximale Bewegung bei 1,753 mm. In der folgenden Abbildung 28 ist der MTPM jedes Patienten für die drei Untersuchungszeitpunkte graphisch dargestellt.

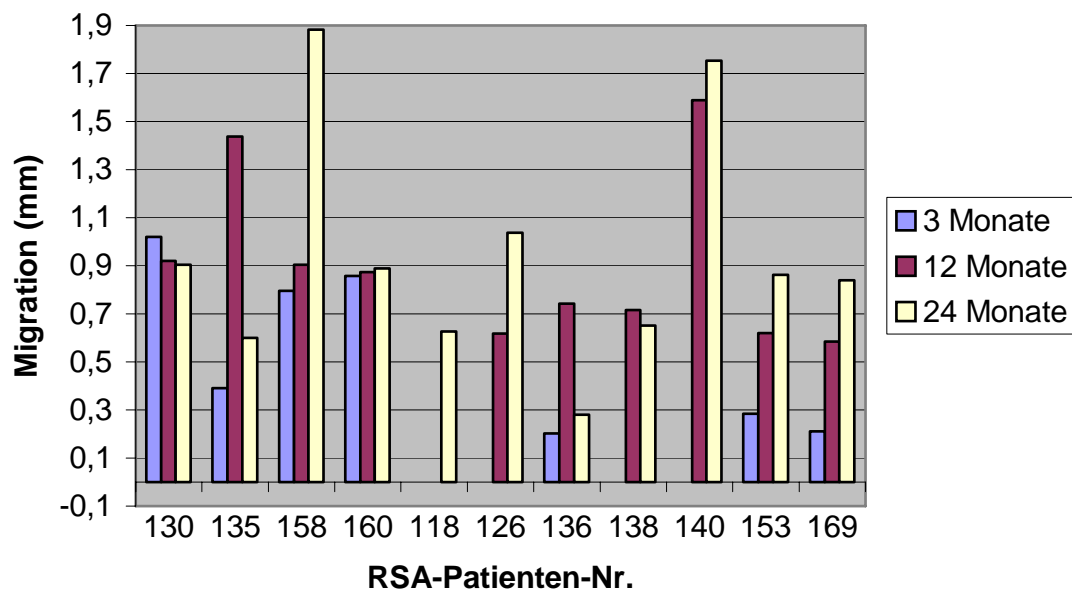


Abb. 28: MTPM im Verlauf der Nachuntersuchungsperiode

Nach 24 Monaten stabilisieren sich zwei der Prothesen aus der unbeschichteten Gruppe, während sich bei den zwei weiteren Prothesen der Gruppe der MTPM-Wert weiter vergrößert.

In der beschichteten Gruppe stabilisieren sich ebenfalls zwei Prothesen, bei vier Prothesen vergrößert sich der MTPM-Wert und bei einer Prothese war der 2-Jahreswert die erste Nachuntersuchung nach Belastung.

#### 4.2.2 Maximum Liftoff

„Liftoff“ ist definiert als die proximale Migration entlang der y-Achse. Aufgrund seiner Ausrichtung auf der y-Achse erhält dieser Wert ein positives Vorzeichen, da es sich um ein Ansteigen des Polyethyleninlays in cranialer Richtung handelt. Der Liftoff wird in Millimetern angegeben. Die Messgenauigkeit beträgt 0,2 mm (Ryd, 1986).

Nach 3 Monaten zeigt sich ein „Maximum Liftoff“ von 0,682 mm in der unbeschichteten Gruppe. In der beschichteten Gruppe hingegen ist ein Maximum Liftoff von 0,209 mm zu konstatieren.

Nach zwölf Monaten ist der Maximalwert für den Liftoff in der unbeschichteten Gruppe 0,932 mm, in der unbeschichteten Gruppe 0,639 mm.



Zur dritten Nachuntersuchung kann in der unbeschichteten Gruppe ein maximaler Liftoff von 0,499 mm erfasst werden. In der beschichteten Gruppe liegt der Maximalwert bei 0,989 mm.

Die Ergebnisse der drei Nachuntersuchungen sind in Abbildung 29 dargestellt.

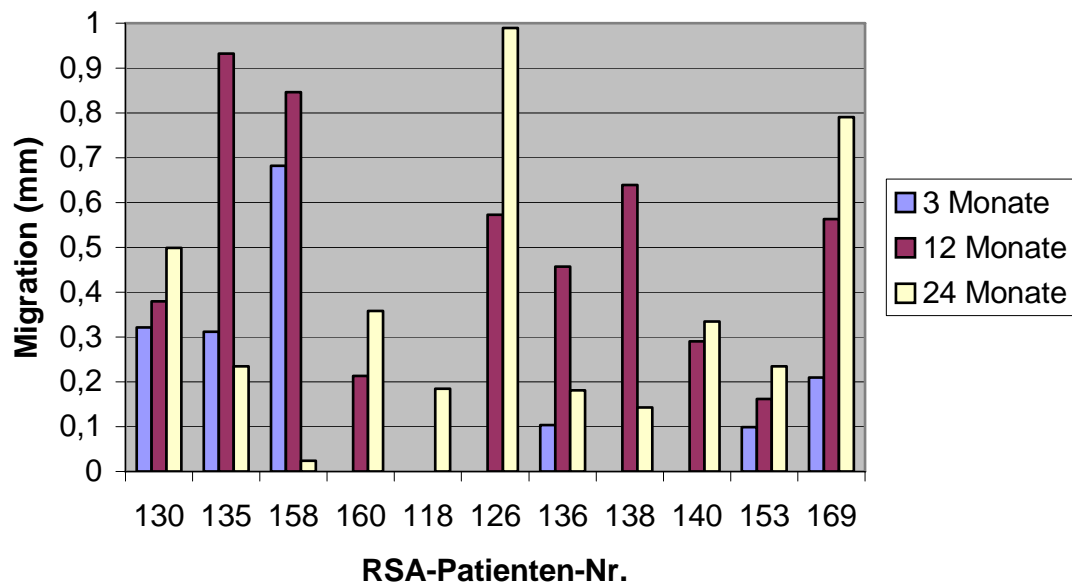


Abb. 29: Liftoff im Verlauf der Nachuntersuchungsperiode

Parallel zu den Ergebnissen des MTPMs stabilisieren sich auch hier nach 24 Monaten zwei der Prothesen aus der unbeschichteten Gruppe, während sich bei den zwei anderen der Liftoff-Wert weiter vergrößert.

In der beschichteten Gruppe stabilisieren sich ebenfalls zwei Prothesen, bei vier Prothesen vergrößert sich der Liftoff-Wert, und bei einer Prothese ist der 24-Monatswert – wie schon erwähnt – die erste Nachuntersuchung.

#### 4.2.3 Maximum Subsidence

Die „Maximum Subsidence“ (MaxSub) ist definiert als die größte distale Migration auf der y-Achse, d.h. dieser Parameter zeigt die maximale Einsinkbewegung des Polyethylens an. MaxSub erhält aufgrund seiner Ausrichtung, dem Einsinken in kaudaler Richtung, ein negatives Vorzeichen. MaxSub ist das Gegenstück zum Liftoff und wird ebenfalls in Millimetern mit einer Messgenauigkeit von 0,2 mm angegeben (Ryd, 1986).

Für den Parameter MaxSub ergeben sich nach drei Monaten folgende Werte: In der unbeschichteten Gruppe liegt die größte Bewegung bei -0,566 mm, in der beschichteten Gruppe bei -0,121 mm.

Zur zweiten Nachuntersuchung lässt sich eine maximale Einsinkbewegung von -0,575 mm in der unbeschichteten Gruppe und -0,613 mm in der beschichteten Gruppe feststellen.

Nach 24 Monaten liegt der Maximalwert für MaxSub in der unbeschichteten Gruppe bei -0,285 mm, während er in der beschichteten Gruppe bei -0,776 mm beträgt.

Die Ergebnisse für MaxSub für die drei Nachuntersuchungstermine sind in Abbildung 30 dargestellt.

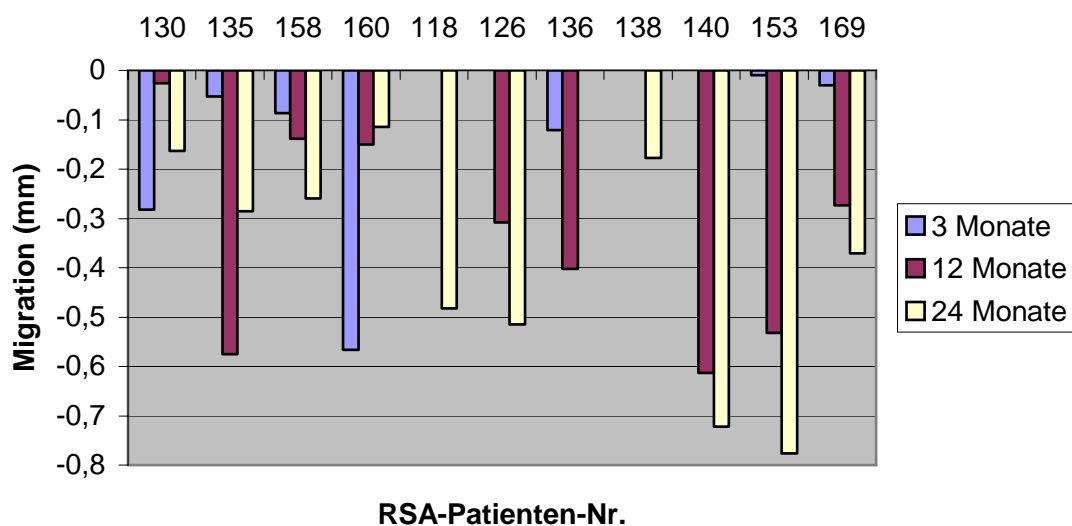


Abb. 30: MaxSub im Verlauf der Nachuntersuchungsperiode

Wiederum stabilisieren sich auch bezüglich des MaxSubs nach 24 Monaten zwei der Prothesen aus der unbeschichteten Gruppe, während sich bei den zwei weiteren Prothesen der Gruppe der MaxSub-Wert weiter „vergrößert“.

In der beschichteten Gruppe stabilisiert sich hier allerdings nur eine Prothese, während bei fünf weiteren Prothesen sich der MaxSub-Wert „vergrößert“. Bei einer Prothese ist der 24-Monatswert wieder der erste erfasste Wert.

#### 4.2.4 X-Rotation

Die x-Achse des Kniegelenkes ist gleichzusetzen mit dessen transversaler Achse. Sie verläuft horizontal durch das Gelenk (siehe Abb. 20). Die x-Rotation (x-Rot) beschreibt eine Rotation um diese Achse, woraus eine Kippbewegung nach ventral bzw. dorsal

resultiert. Hierbei kann es sich um ein Anheben der Vorderkante und dementsprechend ein Absinken der Hinterkante des Polyethyleninlays handeln oder umgekehrt. Der Parameter x-Rot kann ein positives oder negatives Vorzeichen annehmen und wird in Grad mit einer Genauigkeit von  $0,2^\circ$  angegeben (Ryd, 1986). Ein positives Vorzeichen erhält der Parameter, wenn die Vorderkante des Polyethyleninlays absinkt und die Hinterkante ansteigt. Ein negativer Wert entsteht dementsprechend, wenn die Hinterkante absinkt und die Vorderkante ansteigt.

Zur ersten Nachuntersuchung ergeben sich für die unbeschichteten Prothesen Rotationswerte von maximal  $0,62^\circ$  nach frontal und  $1,2^\circ$  nach dorsal. In der beschichteten Gruppe rotieren die Prothesen maximal  $0,15^\circ$  nach frontal und  $0,28^\circ$  nach dorsal.

Nach zwölf Monaten zeigt sich in der unbeschichteten Gruppe eine maximale dorsale Rotation der Prothesen von maximal  $1,27^\circ$  und eine frontale Rotation von maximal  $0,25^\circ$ . In der beschichteten Gruppe ist eine maximale dorsale Rotation von  $1,02^\circ$ , sowie eine frontale Rotation von maximal  $0,4^\circ$  festzustellen.

Bei der dritten Nachuntersuchung nach 24 Monaten wurde bei einer Prothese in der unbeschichteten Gruppe eine extreme Rotation um  $13,03^\circ$  nach frontal gemessen (Ausreißer), die maximale Rotation der anderen Prothesen nach dorsal beträgt hier  $1,75^\circ$ . In der beschichteten Gruppe rotierten alle Prothesen nach dorsal, der Maximalwert liegt bei  $1,43^\circ$ . Dargestellt ist dies in Abbildung 31.

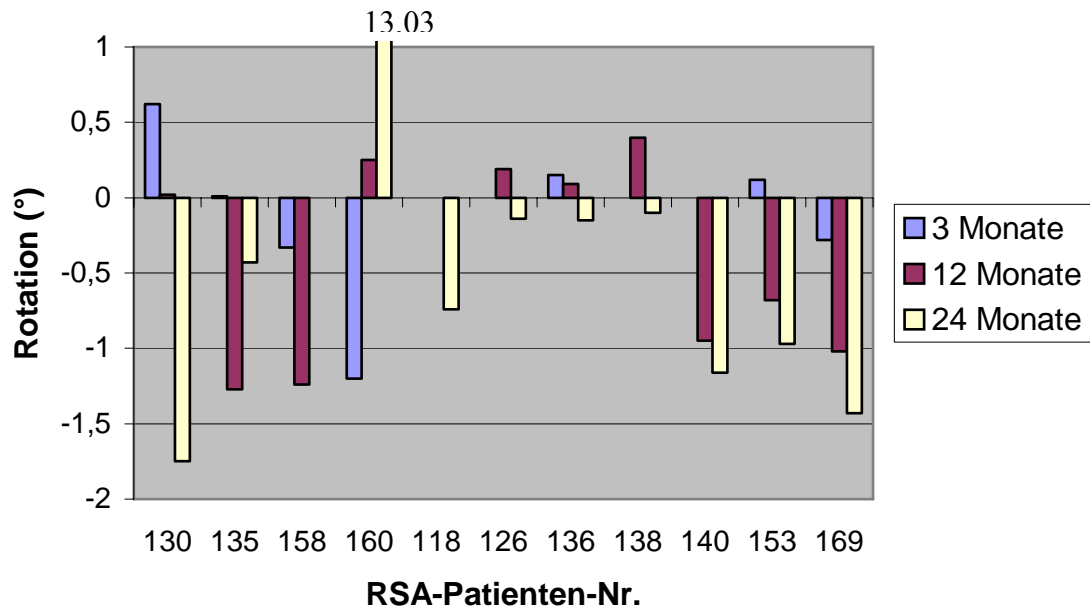


Abb. 31: x-Rot im Verlauf der Nachuntersuchungsperiode

Nach 24 Monaten erreicht eine Prothese in der unbeschichteten Gruppe einen extremen Maximalwert in Form einer Frontalrotation von  $13,03^\circ$ .<sup>12</sup> Eine Prothese zeigt nach 24 Monaten erstmals eine Dorsalrotation. Bei den zwei weiteren Prothesen der Gruppe haben sich die Rotationsbewegungen verringert.

In der beschichteten Gruppe zeigen nach den 24 Monaten der Nachuntersuchung alle Prothesen eine unterschiedlich starke Dorsalrotation.

#### 4.2.5 Y-Rotation

Die y-Achse des Kniegelenkes entspricht der longitudinalen Achse des Kniegelenkes. Sie verläuft vertikal durch das Gelenk (siehe Abb. 10). Die y-Rotation (y-Rot) beschreibt eine Rotation um diese Achse, woraus eine Drehbewegung der Prothesenkomponente nach lateral bzw. medial resultiert. Der Parameter kann ein positives oder negatives Vorzeichen annehmen (das Vorzeichen ändert sich in Abhängigkeit der Körperseite). Der Parameter erhält einen positiven Wert, wenn es im linken Knie zu einer Außenrotation bzw. im rechten Knie zu einer Innenrotation kommt. Ein negatives Vorzeichen hingegen beschreibt eine Innenrotation im linken Knie bzw.

<sup>12</sup> Dieser extreme Wert lässt sich in keiner der anderen Migrationsrichtungen der speziellen Prothese bestätigen. Ebenso hatte die Patientin keine subjektiven Probleme mit der Prothese. Da klinisch keine Prothesenlockerung zu eruieren war wurde eine Wechsel-Operation nicht in Betracht gezogen.

eine Außenrotation im rechten Knie. y-Rot wird in Grad mit einer Genauigkeit von  $0,2^\circ$  angegeben (Ryd, 1986).

Nach drei Monaten zeigt eine Prothese der unbeschichteten Gruppe eine Außenrotation von  $0,34^\circ$ , die anderen drei dieser Gruppe eine Innenrotation mit einem Maximalwert (Ausreißer) von  $3,93^\circ$ . In der beschichteten Gruppe beschreiben zwei der drei Prothesen eine Außenrotation von maximal  $0,17^\circ$ , die dritte eine Innenrotation von  $0,1^\circ$ .

Zum zweiten Untersuchungszeitpunkt nach zwölf Monaten rotieren in der unbeschichteten Gruppe zwei Prothesen nach innen mit dem Maximalwert von  $0,89^\circ$  und zwei Prothesen rotieren nach außen (um maximal  $0,97^\circ$ ). In der beschichteten Gruppe sind es vier Prothesen, die eine Innenrotation beschreiben, und zwei Prothesen, die eine Außenrotation zeigen zu sehen. Die Maximalwerte liegen hier bei  $1,1^\circ$  bzw.  $0,86^\circ$ .

Beim letzten Untersuchungszeitpunkt nach 24 Monaten finden sich in der unbeschichteten Gruppe drei Prothesen, die nach außen rotieren, der Maximalwert liegt bei  $0,63^\circ$ . Eine Prothese beschreibt eine Innenrotation von  $0,64^\circ$ . In der beschichteten Gruppe sind es drei Prothesen die eine Innenrotation und vier Prothesen die eine Außenrotation zeigen. Die Maximalwerte liegen hier bei  $1,62^\circ$  (Ausreißer) bei den Prothesen mit einer Innenrotation und bei  $0,24^\circ$  bei den Prothesen mit einer Außenrotation. Siehe dazu Abbildung 32.

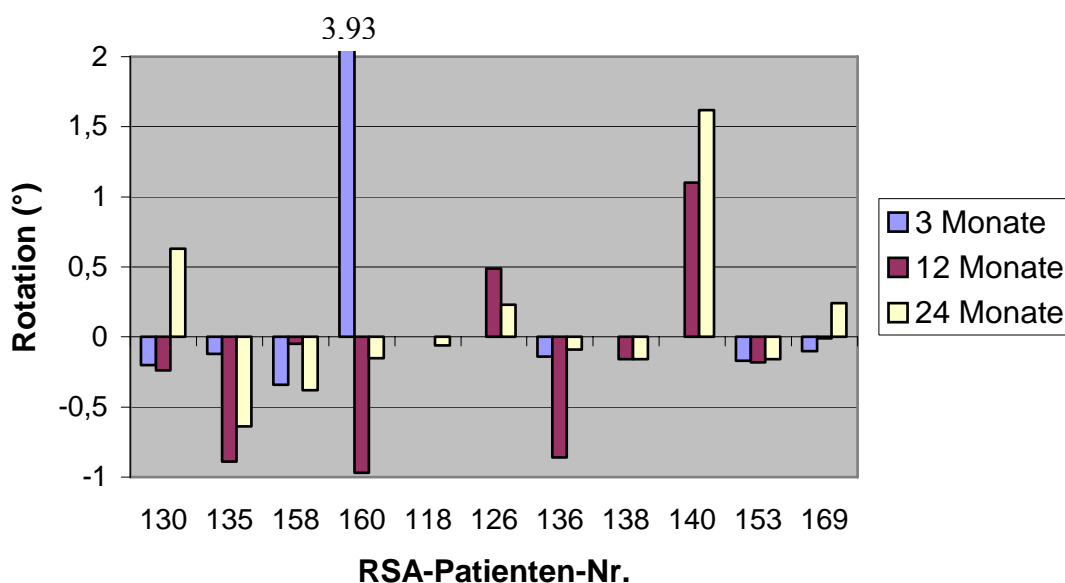


Abb. 32: y-Rot im Verlauf der Nachuntersuchungsperiode

Zum Zeitpunkt der 24-Monatskontrolle haben sich in der unbeschichteten Gruppe zwei Prothesen stabilisiert, und eine Prothese hat ihre Rotationsrichtung gewechselt. Eine weitere Prothese hat zwar ihre Rotationsrichtung beibehalten, die Rotation hat sich aber im Laufe der Nachuntersuchung weiter gesteigert.

In der beschichteten Gruppe haben fünf Prothesen ihre Rotationsrichtung beibehalten, vier davon haben sich stabilisiert. Die fünfte sowie eine weitere Prothese haben ihre Rotation noch vergrößert.

#### **4.2.6 Z-Rotation**

Die z-Achse des Kniegelenkes entspricht der sagittalen Achse des Kniegelenkes. Sie verläuft von frontal nach dorsal durch das Gelenk (siehe Abb. 11). Die z-Rotation (z-Rot) beschreibt eine Rotation um diese Achse, woraus eine Kippbewegung der Prothesenkomponente nach lateral bzw. medial resultiert. Es kann sich entweder um ein Anheben der lateralen Kante des Tibiaprothesenteils mit konsekutivem Absinken des medialen Randes handeln oder umgekehrt. Dies führt in der Folge klinisch zu einer Varisierung oder Valgisierung des Kniegelenkes. Der Parameter kann ein positives oder negatives Vorzeichen annehmen. Es ist auch hier darauf zu achten, dass sich das Vorzeichen in Abhängigkeit der Körperseite ändert. Einen positiven Wert erhält der Parameter, wenn im linken Knie die mediale Kante des Polyethyleninlays absinkt und konsekutiv die laterale Kante ansteigt oder wenn im rechten Knie die laterale Kante absinkt und die mediale Kante ansteigt. Ein negatives Vorzeichen hingegen beschreibt genau entgegengesetzte Bewegungen des Tibiaplateaus im jeweiligen Kniegelenk. Auch z-Rot wird in Grad mit einer Genauigkeit von  $0,2^\circ$  angegeben (Ryd, 1986). Z-Rot ist der Parameter, auf den in dieser Studie besonderen Wert gelegt wird, da er später zu den Ergebnissen der Knochendichtemessungen in Relation gesetzt wird.

Die Patienten, die eine unbeschichtete Prothese erhielten, sind in den Abbildungen zur z-Rotation rot dargestellt; diejenigen, denen man eine beschichtete Prothese implantierte erhielten einen gelben Balken. In den Abbildungen 6-8 sind die Ergebnisse der drei Nachuntersuchungstermine dargestellt.

Zum ersten Untersuchungszeitpunkt nach drei Monaten lassen sich in der unbeschichteten Gruppe drei Prothesen erfassen, die eine Innenrotation zeigen. Der maximale Wert liegt, als Ausreißer, bei  $4,96^\circ$ . Eine Prothese zeigt eine Außenrotation

von  $0,26^\circ$ . In der beschichteten Gruppe zeigen alle drei Prothesen eine Rotation nach medial. Der Maximalwert liegt hier bei  $0,19^\circ$ . Dies ist in Abbildung 33 dargestellt.

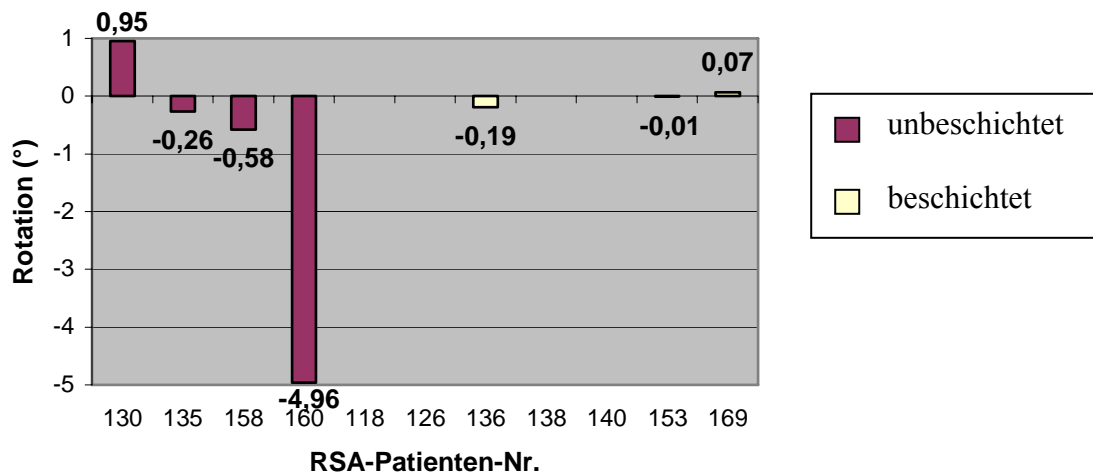


Abb. 33: z-Rot nach drei Monaten

Nach zwölf Monaten zeigen sich in der unbeschichteten Gruppe zwei Prothesen mit einer medialen Rotation. Der Maximalwert liegt bei  $0,52^\circ$ . Die anderen beiden Prothesen aus dieser Gruppe zeigen eine Rotation nach lateral von maximal  $0,73^\circ$ . In der beschichteten Gruppe sind es jeweils drei Prothesen, die eine Rotation nach medial bzw. nach lateral zeigen. Die Höchstwerte liegen für die Medialrotation bei  $0,76^\circ$  und für die Lateralrotation bei  $0,66^\circ$ . Dargestellt ist dies in Abbildung 34.

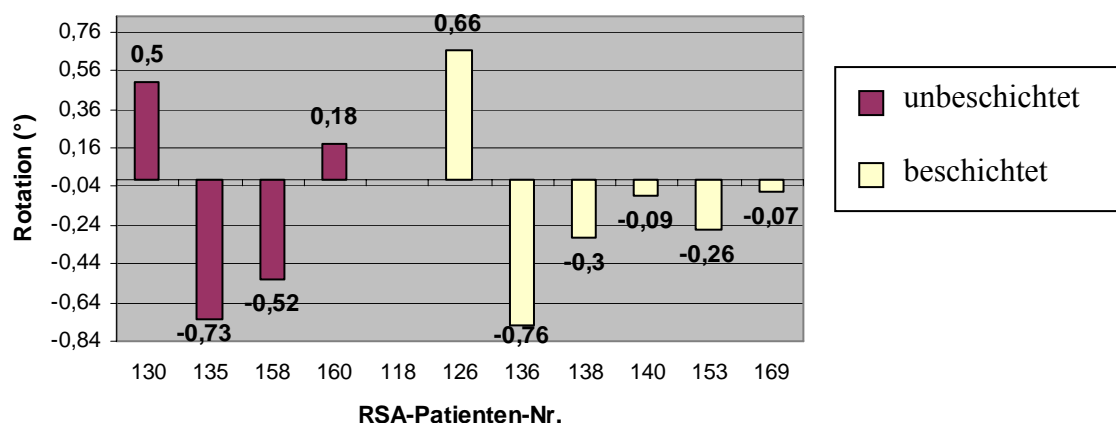


Abb. 34: z-Rot nach zwölf Monaten

Am letzten Untersuchungstermin beschreiben in der unbeschichteten Gruppe drei Prothesen eine Rotation nach lateral, darunter sind zwei hohe Werte von  $2,98^\circ$  und  $1,74^\circ$ .

Die vierte Prothese dieser Gruppe beschreibt eine Rotation von  $0,21^\circ$  nach medial. Aus der Gruppe der beschichteten Prothesen beschreiben vier eine Rotation nach lateral. Die größte Rotation ist hier  $0,43^\circ$ . Drei Prothesen zeigen eine Rotation nach medial, der maximale Wert liegt bei  $1,18^\circ$ . Dies ist in der Abbildung 35 dargestellt.

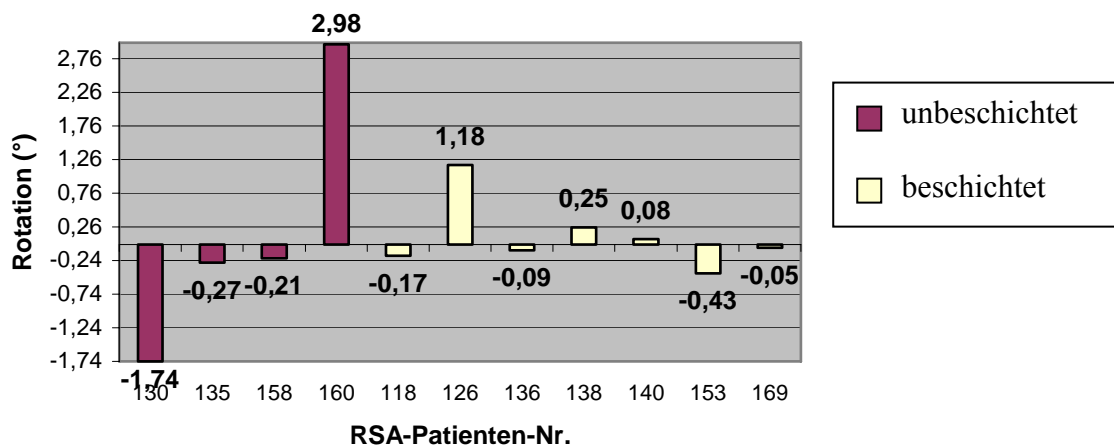


Abb. 35: z-Rot nach 24 Monaten

Zum Zeitpunkt der 24-Monatsuntersuchung haben in der unbeschichteten Gruppe zwei Prothesen ihre Rotationsrichtung beibehalten und sich stabilisiert. Eine Prothese hat ihre Rotationsrichtung gewechselt. Die vierte Prothese dieser Gruppe hat zwar ihre Rotationsrichtung (nach einmaligem Wechsel nach der 3-Monatsuntersuchung) beibehalten, die absolute Rotation hat sich aber im Laufe der Nachuntersuchung weiter vergrößert.

In der beschichteten Gruppe haben vier Prothesen ihre Rotationsrichtung beibehalten, zwei davon haben sich stabilisiert. Die zwei weiteren Prothesen haben ihre Rotation noch vergrößert. Die beiden übrigen Prothesen dieser Gruppe haben ihre Rotationsrichtung geändert.

#### 4.2.7 X-Translation

Die x-Translation (x-Trans) beschreibt eine Translation entlang der x-Achse, woraus eine Seitwärtsverschiebung der Prothesenkomponente nach lateral bzw. medial resultiert. Der Parameter kann ebenfalls ein positives oder negatives Vorzeichen annehmen. Einen positiven Wert erhält der Parameter, wenn es im linken Knie zu einer Translation nach lateral bzw. im rechten Knie zu einer Medialverschiebung kommt. Ein negatives Vorzeichen hingegen beschreibt eine Translation nach medial im linken Knie bzw. eine Lateralverschiebung im rechten Knie. X-Trans wird in Millimetern angegeben



und hat ebenfalls eine Messgenauigkeit von 0,2 mm (Ryd, 1986). Die Ergebnisse der drei Nachuntersuchungen sind in den Abbildungen 18-20 graphisch dargestellt.

Innerhalb der ersten drei Monaten kommt es in der unbeschichteten Gruppe bei drei Prothesen zu einer Medialverschiebung. Der Maximalwert beträgt 0,314 mm. Bei einer Prothese kommt es zu einer Lateralverschiebung um 0,22 mm. In der beschichteten Gruppe entwickeln in dieser Zeit zwei Prothesen eine Lateralverschiebung, der Maximalwert liegt hier bei 0,044 mm. Eine Prothese entwickelt eine Medialverschiebung um 0,007 mm.

Nach zwölf Monaten kann in der unbeschichteten Gruppe bei jeweils zwei der Prothesen eine Migration nach lateral bzw. medial nachgewiesen werden. Die Maximalwerte liegen bei 0,244 mm und 0,219 mm. In der beschichteten Gruppe können bei jeweils drei der Prothesen eine Lateral- bzw. Medialverschiebung festgestellt werden. Hier liegen die Maximalwerte bei 0,105 mm und 0,522 mm (Ausreißer) in der beschichteten Gruppe.

In der unbeschichteten Gruppe sind nach 24 Monaten alle vier Prothesen nach lateral gewandert. Der maximale Wert liegt bei 0,264 mm. In der beschichteten Gruppe sind fünf der sieben Prothesen nach medial gewandert. Maximalwert hier ist 0,357 mm. Die restlichen zwei Prothesen der Gruppe sind nach lateral gewandert, wobei der maximale Wert bei 0,31 mm liegt. Siehe dazu Abbildung 36.

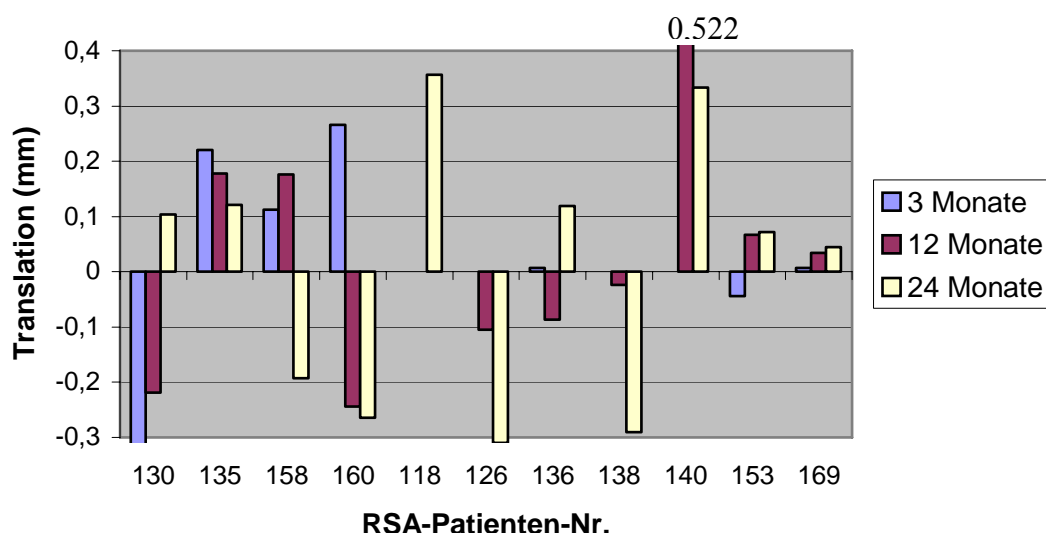


Abb. 36: x-Trans im Verlauf der Nachuntersuchungsperiode

Zum Zeitpunkt der 24-Monatskontrolle hat sich, bezogen auf x-Trans, in der unbeschichteten Gruppe eine Prothese stabilisiert und zwei haben ihre Translationsrichtung gewechselt. Eine weitere Prothese hat zwar ihre Translationsrichtung nach lateral beibehalten, die Translation hat sich jedoch im Laufe der Nachuntersuchung weiter vergrößert.

In der beschichteten Gruppe haben fünf Prothesen ihre Translationsrichtung beibehalten. Eine davon hat sich stabilisiert, die vier weiteren haben ihre Translation noch vergrößert. Die sechste Prothese hat ihre Translationsrichtung geändert. Bei der siebten Prothese war auch dieser Wert wieder der erste erfasste Wert nach Belastung.

#### **4.2.8 Y-Translation**

Die y-Translation (y-Trans) beschreibt eine Translation entlang der y-Achse, woraus eine Verschiebung der Prothesenkomponente nach kaudal oder kranial resultiert. Der Parameter kann ein positives oder negatives Vorzeichen annehmen. Es kann zu einem Anheben oder zu einem Absinken der Prothese kommen. Seine Maximalwerte MaxSub und MaxLiftoff (als Punkte der größten Migration der Prothese) sind weiter oben schon behandelt worden. Y-Trans beschreibt nun die relative Bewegung des Polygons in bezug auf die fixe Tibia mit einer Genauigkeit von 0,2 mm (Ryd, 1986).

Die Ergebnisse dieses Parameters sind in den Abbildungen 21-23 dargestellt.

Nach drei Monaten sind in der unbeschichteten Gruppe je zwei Prothesen zu finden, die eine Bewegung in kaudaler Richtung und zwei, die eine Bewegung in kranialer Richtung vollzogen haben. Die maximalen Werte liegen bei 0,302 mm und 0,355 mm. In der beschichteten Gruppe sind es zwei Prothesen, bei denen ein Ansteigen zu sehen ist, respektive eine kraniale Migrationsrichtung aufweisen. Eine Prothese weist eine kaudale Migrationsrichtung auf. Hier beträgt das maximale Ansteigen 0,107 mm und das maximale Einsinken 0,035 mm.

Bei der zweiten Nachuntersuchung nach zwölf Monaten ändert eine Prothese in der unbeschichteten Gruppe ihre Migrationsrichtung und so finden sich dort nun drei Prothesen mit kranialer Migrationsrichtung. Die maximale Bewegung ist 0,431 mm. Eine Prothese zeigt, in geringerem Ausmaß als in der Voruntersuchung, eine Migration von 0,052 mm in kaudaler Richtung. In der beschichteten Gruppe steigen nun fünf von sechs Prothesen an, eine Prothese sinkt ein. Die maximalen Werte liegen bei 0,314 mm in kranialer und bei 0,049 mm in kaudaler Richtung.

Nach 24 Monaten zeigen sich in der unbeschichteten Gruppe wieder drei Prothesen die ansteigen und eine Prothese, die einsinkt. Im Vergleich zur Voruntersuchung hat sich die Konstellation allerdings geändert: Die Migrationsmaximum der ansteigenden Prothesen liegt bei 0,238 mm, die vierte Prothese sinkt um 0,096 mm ein. In der beschichteten Gruppe finden sich drei Prothesen mit einer kranialen Migration und vier Prothesen mit einer kaudalen Migration. Die Maxima liegen hier bei 0,435 mm und bei 0,1 mm. Dargestellt ist dies in Abbildung 37.

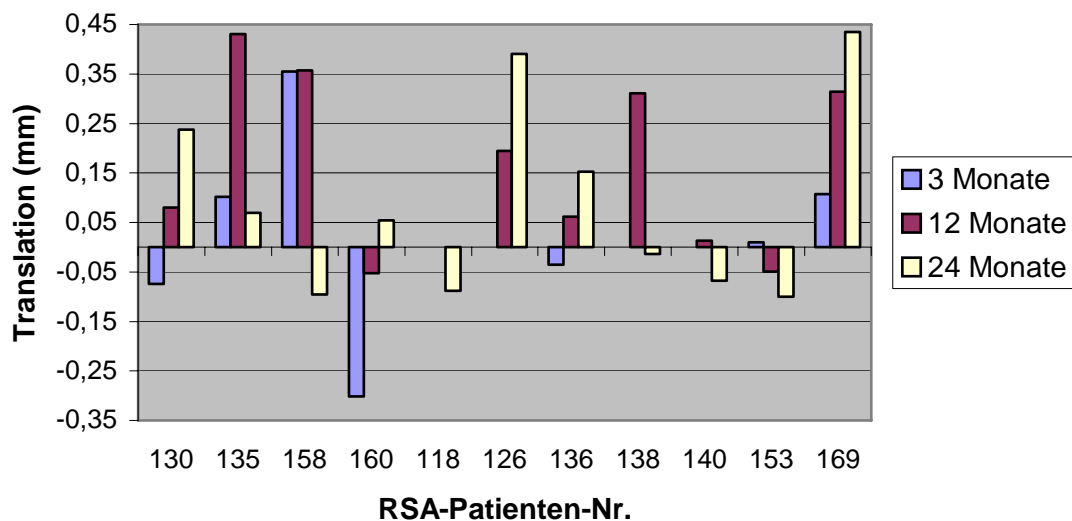


Abb. 37: y-Trans im Verlauf der Nachuntersuchungsperiode

Zum Zeitpunkt der 24-Monatsuntersuchung hat sich, bezogen auf diesen Parameter, in der unbeschichteten Gruppe eine Prothese stabilisiert und zwei Prothesen haben ihre Migrationsrichtung gewechselt. Eine weitere Prothese hat zwar ihre Migrationsrichtung beibehalten, die Migration hat sich jedoch auch hier im Laufe der Nachuntersuchung weiter vergrößert.

In der beschichteten Gruppe haben vier Prothesen ihre Migrationsrichtung beibehalten. Alle diese Prothesen haben ihre Migration noch vergrößert. Zwei Prothesen haben ihre Migrationsrichtung geändert.

#### 4.2.9 Z-Translation

Die z-Translation (z-Trans) beschreibt eine Migration entlang der z-Achse, woraus eine Verschiebung der Prothesenkomponente nach dorsal oder frontal resultiert (siehe auch Abb. 8). Der Parameter kann ein positives oder negatives Vorzeichen annehmen. Erfolgt

die Migration der Prothesenkomponente nach frontal, so erhält der Parameter ein positives Vorzeichen; erfolgt sie nach dorsal, dann erhält er ein negatives Vorzeichen. Die Messgenauigkeit beträgt auch hier 0,2 mm (Ryd, 1986).

Nach drei Monaten ist bei zwei Prothesen der unbeschichteten Gruppe eine Migration nach dorsal festzustellen (Maximum 0,236 mm) und bei zwei Prothesen eine Migration nach frontal. Das Maximum liegt bei 0,486 mm. In der beschichteten Gruppe findet sich bei zwei der drei Prothesen eine Migration nach dorsal, der maximale Wert beträgt 0,195 mm. Eine Prothese wandert um 0,091 mm nach frontal.

Nach Ablauf der ersten zwölf Monate haben sich in der unbeschichteten Gruppe nur die Maximalwerte geändert. Die maximale Bewegung in frontaler Richtung liegt nun bei 0,393 mm, die in dorsaler Richtung bei 0,562 mm. In der beschichteten Gruppe migrieren je drei Prothesen nach frontal und dorsal. Die Maxima liegen für die frontale Bewegung bei 0,359 mm, für die dorsale Bewegung bei 0,841 mm.

Bei der letzten Nachkontrolle migrieren je zwei Prothesen nach dorsal und zwei nach frontal, wobei sich jedoch die Verteilung geändert hat. Die größten Bewegungen liegen bei 0,088 mm nach dorsal und 0,123 mm nach frontal. In der beschichteten Gruppe migrieren vier Prothesen nach dorsal und drei Prothesen nach frontal. Die Bewegungsausmaße liegen hier bei maximal 0,807 mm in dorsaler Richtung und bei 0,469 mm in frontaler Richtung. Siehe auch Abbildung 38.

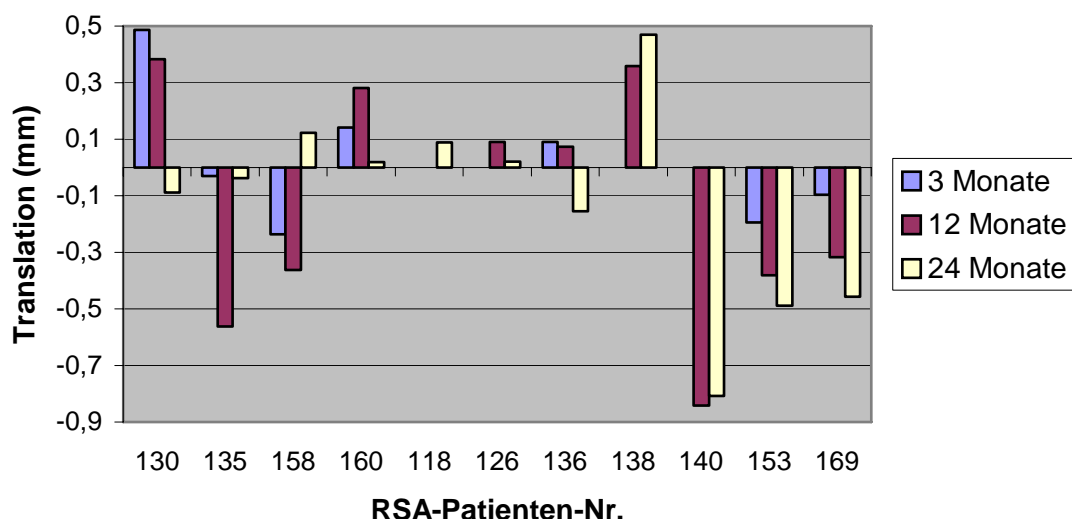


Abb. 38: z-Trans im Verlauf der Nachuntersuchungsperiode

Zum Zeitpunkt der 24-Monatskontrolle haben – bezogen auf z-Trans – in der unbeschichteten Gruppe zwei Prothesen ihre Migrationsrichtung beibehalten und sich stabilisiert. Zwei Prothesen haben ihre Migrationsrichtung gewechselt.

In der beschichteten Gruppe haben fünf Prothesen ihre Migrationsrichtung beibehalten. Drei dieser Prothesen haben ihre Migration noch vergrößert, zwei haben sich stabilisiert. Eine weitere Prothese ändert ihre Migrationsrichtung und eine neu vermessene Prothese kommt hinzu.

### **4.3 CT-Osteoabsorptiometrie**

Mittels der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) wurde die Knochendichte von allen elf resezierten Tibiaplateaus gemessen.

Als Areale wurden das komplette Tibiaplateau, sowie die mediale und die laterale Gelenkfläche getrennt voneinander vermessen. Die Gelenkfläche wurden zusätzlich noch separat vermessen, da auf ihnen aus Gründen der Physiologie die größte Belastung liegt. Ihre Knochendichte ist somit relevanter für ein eventuelles Einsinken der Prothesenteile als der mittlere Teil des Tibiaplateaus. Messwerte waren die vermessene Fläche ( $\text{mm}^2$ ), das Volumen ( $\text{mm}^3$ ), die Menge Kalzium (mg) pro Milliliter Knochenmasse und die absolute Menge Kalzium (mg). Alle diese Messwerte wurden jeweils für die drei Areale bestimmt.

Ein hoher Gehalt von Kalzium im Knochen bedeutet eine hohe Knochendichte, die der Prothese eine stabilere Unterlage bietet. Somit besteht eine geringere Wahrscheinlichkeit des Einsinkens der Prothese. Bei der Messung wird davon ausgegangen, dass die Knochendichte an der Schnittfläche des Plateaus der der Prothesenauflagefläche entspricht.

In Tabelle 7 sind alle Messwerte zur Übersicht dargestellt.

| RSA-Pat.-Nr. | Messareal | Fläche<br>in mm <sup>2</sup> | mg Ca | Volumen<br>in mm <sup>3</sup> | mg Ca / ml |
|--------------|-----------|------------------------------|-------|-------------------------------|------------|
| 130          | ganz      | 2584                         | 377   | 755                           | 499        |
| 130          | lateral   | 614                          | 70    | 179                           | 388        |
| 130          | medial    | 921                          | 158   | 269                           | 586        |
| 135          | ganz      | 2787                         | 407   | 814                           | 501        |
| 135          | lateral   | 1005                         | 136   | 293                           | 465        |
| 135          | medial    | 808                          | 141   | 236                           | 596        |
| 158          | ganz      | 2317                         | 399   | 676                           | 590        |
| 158          | lateral   | 1093                         | 239   | 319                           | 750        |
| 158          | medial    | 689                          | 82    | 201                           | 410        |
| 160          | ganz      | 2124                         | 351   | 620                           | 566        |
| 160          | lateral   | 767                          | 116   | 224                           | 518        |
| 160          | medial    | 564                          | 106   | 165                           | 647        |
| 118          | ganz      | 2628                         | 424   | 770                           | 551        |
| 118          | lateral   | 588                          | 72    | 172                           | 416        |
| 118          | medial    | 1333                         | 260   | 391                           | 664        |
| 126          | ganz      | 2530                         | 421   | 739                           | 570        |
| 126          | lateral   | 1173                         | 239   | 343                           | 697        |
| 126          | medial    | 650                          | 82    | 190                           | 433        |
| 136          | ganz      | 2656                         | 461   | 776                           | 594        |
| 136          | lateral   | 970                          | 160   | 283                           | 563        |
| 136          | medial    | 1068                         | 196   | 312                           | 629        |
| 138          | ganz      | 2954                         | 469   | 863                           | 544        |
| 138          | lateral   | 951                          | 126   | 278                           | 453        |
| 138          | medial    | 1401                         | 264   | 409                           | 644        |
| 140          | ganz      | 3179                         | 478   | 925                           | 517        |
| 140          | lateral   | 1297                         | 248   | 377                           | 657        |
| 140          | medial    | 1172                         | 150   | 341                           | 441        |
| 153          | ganz      | 2317                         | 399   | 676                           | 590        |
| 153          | lateral   | 1094                         | 239   | 319                           | 749        |
| 153          | medial    | 689                          | 82    | 201                           | 410        |
| 169          | ganz      | 2417                         | 410   | 706                           | 581        |
| 169          | lateral   | 767                          | 110   | 224                           | 491        |
| 169          | medial    | 961                          | 187   | 281                           | 667        |

Tab. 7: Messwerte der CT-OAM Messung

Die Kalziumwerte für die im ganzen vermessenen Tibiaplateaus schwanken in diesem Patientenkollektiv zwischen 351 und 478 mg. Für die medialen Gelenkflächen schwanken die Kalziumwerte zwischen 82 und 264 mg, die Messwerte der laterale Gelenkflächen bewegen sich zwischen 70 und 248 mg.

Bei sieben der elf Plateaus finden sich bei der Knochendichtemessung medial eine höhere Knochendichte als lateral. Dies ist in Abbildung 39 dargestellt; hier sind Messergebnisse der lateralen Gelenkflächen blau dargestellt, die der medialen Gelenkflächen gelb.

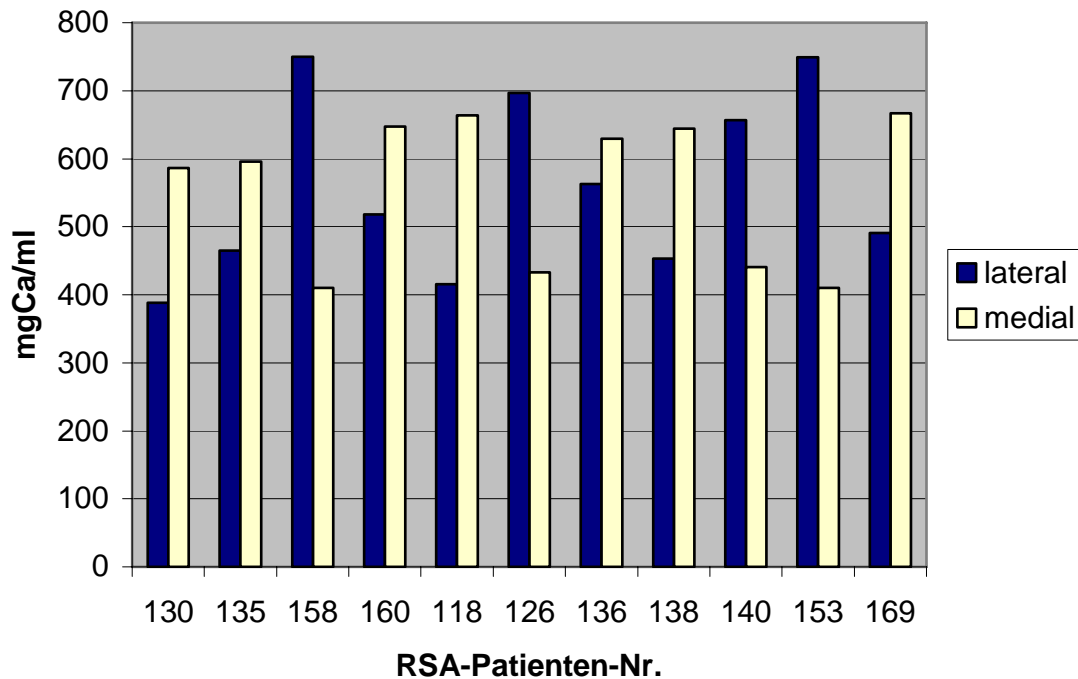


Abb.39: Kalziumwerte der Gelenkflächen

Diese Ergebnisse decken sich mit den präoperativ ermittelten Achsfehlstellungen (genu varum bzw. genu valgus) aller Knie.

#### 4.4 MRT-Densitometrie

Alle elf resezierten Tibiaplateaus wurden ebenfalls mittels Magnetresonanztomographie auf ihre Knochendichte hin untersucht. Es wurde der  $t_{50}$ -Wert als Wert für die Halbwertszeit des Signals jeweils für die mediale und laterale Gelenkfläche getrennt ermittelt. Ein kleiner  $t_{50}$ -Wert steht für einen schnellen Signalabfall und somit für eine höhere Knochendichte.

Tabelle 8 zeigt die Messwerte der MRT-Densitometrie getrennt nach lateraler und medialer Gelenkfläche.

| <b>RSA-Pat.-Nr.</b> | <b>t<sub>50</sub> lateral</b> | <b>t<sub>50</sub> medial</b> | <b>t<sub>50</sub> quot lat/med</b> |
|---------------------|-------------------------------|------------------------------|------------------------------------|
| <b>130</b>          | 4,01                          | 3,75                         | 1,07                               |
| <b>135</b>          | 3,41                          | 2,82                         | 1,21                               |
| <b>158</b>          | 3,99                          | 3,32                         | 1,2                                |
| <b>160</b>          | 3,12                          | 3,65                         | 0,85                               |
| <b>118</b>          | 2,95                          | 5,84                         | 0,51                               |
| <b>126</b>          | 2,71                          | 2,62                         | 1,03                               |
| <b>136</b>          | 3,78                          | 3,18                         | 1,19                               |
| <b>138</b>          | 5,13                          | 4,3                          | 1,19                               |
| <b>140</b>          | 5,85                          | 4,42                         | 1,32                               |
| <b>153</b>          | 3,39                          | 5,3                          | 0,64                               |
| <b>169</b>          | 2,89                          | 2,94                         | 0,98                               |

Tab. 8: Messwerte der MRT-Densitometrie

Die gemessenen t<sub>50</sub>-Werte als Ausdruck der Knochendichte schwanken bei dieser Untersuchung zwischen 2,71 und 5,85 für die laterale Gelenkfläche, die Messwerte für die mediale Gelenkfläche liegen mit Werten zwischen 2,62 und 5,84 in einem vergleichbaren Bereich.

Bei sieben der elf Tibiaplateaus befand sich im Bereich der medialen Gelenkfläche eine höhere Knochendichte als im Bereich der lateralen Gelenkfläche. Dies ist in Abbildung 40 dargestellt. Hier sind die Messergebnisse der lateralen Gelenkflächen blau dargestellt, die der medialen Gelenkflächen gelb.



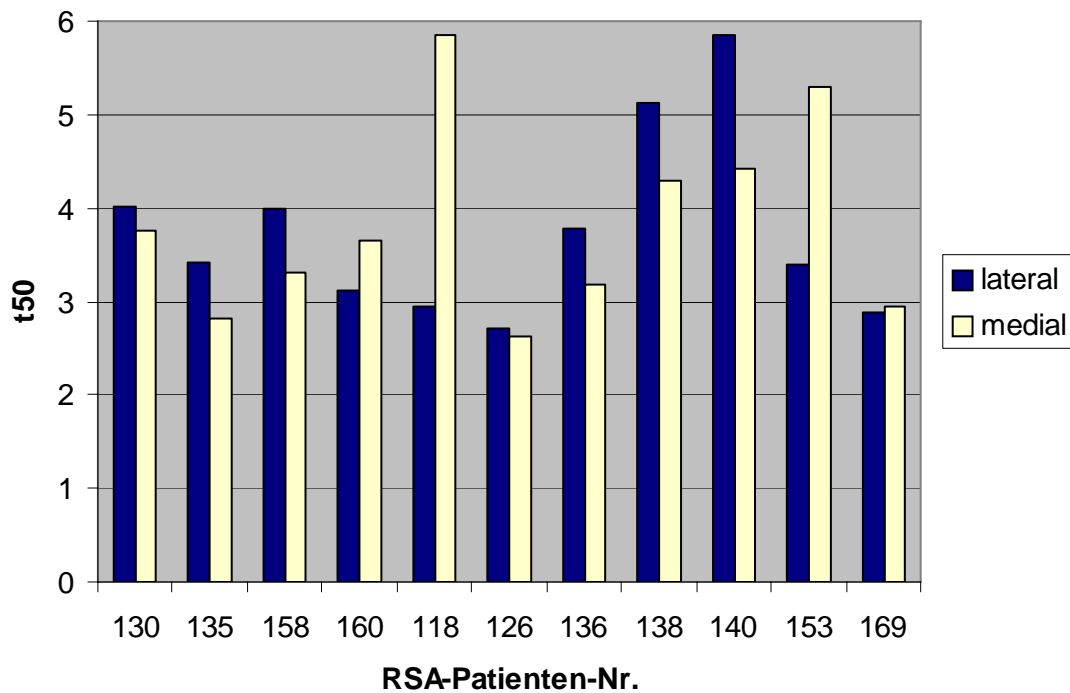


Abb. 40: Messwerte der MRT-Densitometrie

Diese Ergebnisse stimmen mit den präoperativ anhand von normalen Röntgenaufnahmen und CT-Topogrammen ermittelten Achsfehlstellungen nur bei fünf der elf Knie überein.

## **5. Diskussion**

Wie eingangs dargestellt, ist die Gonarthrose eine sehr häufige Erkrankung; die Prävalenz der radiologisch definierten Gonarthrose und die Inzidenz der klinisch symptomatischen Gonarthrose in der Allgemeinbevölkerung nehmen mit steigendem Patientenalter zu (Sun et al., 1997). Im Rahmen der Endoprothetik stellen vor allem Revisionsoperationen die Orthopädie vor eine große Herausforderung. Sie müssen am häufigsten aufgrund einer aseptischen Prothesenlockerung durchgeführt werden. Mit der höheren Lebenserwartung wird auch die Notwendigkeit für diese Wechseloperationen der Endoprothesen zunehmen (Kleinmann et al., 1996).

Allein das für Deutschland entwickelte Endoprothesenregister verzeichnet momentan jährlich etwa 1.100 Revisionseingriffe nach primärer Implantation von Totalendoprothesen am Hüft- und 250 Revisionen am Kniegelenk (Pitto et al., 2002).<sup>13</sup> Durch solche Revisionsoperationen entstehen nicht nur erhebliche zusätzliche Kosten, sie sind auch deutlich schwieriger durchzuführen als die Primärimplantationen. Daher weisen sie ein erhöhtes Komplikationsrisiko (Amstutz et al., 1982) und ein erhöhtes Risiko eines erneuten Revisionseingriffes auf (Kavanagh et al., 1987).

### **Faktoren der Prothesenlockerung**

Die Ätiologie der aseptischen Prothesenlockerung ist multifaktoriell. Einer der Faktoren ist die Knochenqualität und hier insbesondere als Surrogat Parameter die Knochendichte des Tibiaplateaus, die im Zentrum dieser Arbeit steht. Weitere Faktoren sind – wie im Folgenden dargestellt – sowohl beim Patienten (z.B. Alter, Gewicht, Knochenqualität, eventuell vorliegende Grundkrankheiten), bei den verwendeten Materialien (z.B. Prothesendesign, -materialien, Art der Fixierung) als auch beim Operateur (z.B. Erfahrung, Präzision der Implantation, Sorgfalt) zu finden.

In Abbildung 41 sind beispielhaft mögliche Faktoren der Prothesenlockerung dargestellt (Bartel, 1999).

---

<sup>13</sup> Hier ist zu beachten, dass in Deutschland mit 41 Kliniken nur ein kleiner Teil aller operativen Zentren an der Registrierung der Daten teilnehmen (Lang et al., 2001). Die absolute Zahl der Revisionsoperationen ist deutlich höher einzustufen.

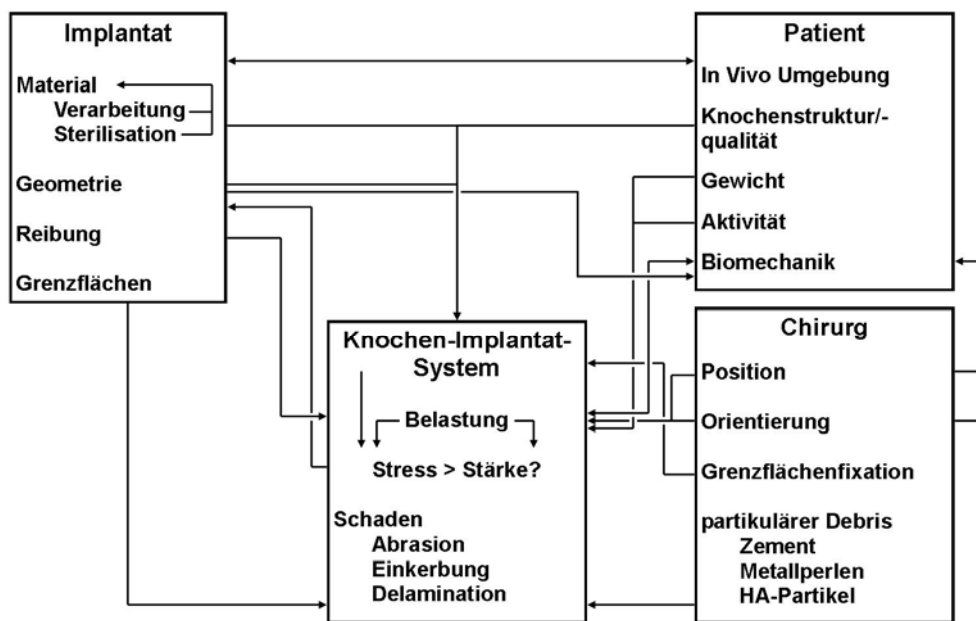


Abb. 41: mögliche Faktoren der Prothesenlockerung nach D. L. Bartel

Schon 1982 wurden die drei häufigsten Probleme in der Literatur beschrieben:

- o das Prothesendesign,
- o operationstechnische Mängel und
- o patientenassoziierte Faktoren wie Knochenqualität, Adipositas und das Ausmaß der Aktivität (Insall et al., 1982).

Ein Beleg dafür findet sich beispielsweise in den Daten des schwedischen und norwegischen Endoprothesenregisters. Hier ist in der körperlich aktiveren Altersgruppe unter 60 Jahren eine statistisch signifikant höhere Anzahl an Revisionen von Knieendoprothesen verzeichnet (Robertsson et al., 2001; Furnes et al., 2002).

Aber auch die Verankerungstechnik spielt eine Rolle im Prozess der Prothesenlockerung. So kann dem norwegischen Endoprothesenregister entnommen werden, dass bei 7.174 primären Revisionen innerhalb von sechs Jahren unzementierte Knieprothesen tendenziell ein höheres Risiko der aseptischen Lockerung aufweisen als zementierte Modelle (Furnes et al., 2002).

Die genaue Pathophysiologie der aseptischen Prothesenlockerung ist bisher noch nicht geklärt. Zwar ist eine Osteopenie an der Prothesen-Knochen-Grenze besonders als

regelmäßiges Phänomen bei nicht zementierten Knieendoprothesen bewiesen und sollte theoretisch zu einem erhöhten Risiko der Prothesenlockerung führen. Praktisch kommt es aber eher selten zu Symptomen (van Loon et al., 1999).

Als weiteres Phänomen kommt es bei zementierten sowie bei unzementierten Prothesen zu einer Knochenresorption an der Grenzfläche aufgrund einer andauernden Entzündungsreaktion. Hierfür werden unter anderem Zement- und Abriebpartikel der Prothesenmaterialien wie das PMMA des Inlays oder Titanpartikel verantwortlich gemacht (van Loon et al., 1999). Die Phagozytose dieser Teilchen und die dadurch induzierte Ausschüttung von Entzündungsmediatoren (beispielsweise von  $\text{TNF-}\alpha$  oder von knochenresorbierendem Prostaglandin  $\text{E}_2$ ) durch Gewebsmakrophagen scheinen bei diesem Vorgang eine Rolle zu spielen (Horowitz et al., 1993). Aufgrund des daraus resultierenden Knochenverlustes kann es nachfolgend zu einer Prothesenlockerung kommen.

Einen weiteren, zu beachtenden Aspekt stellt die Adipositas dar. In der Literatur finden sich zu diesem Punkt widersprüchlich Aussagen. Verschiedene Studien haben sich mit dem Zusammenhang einer bestehenden Adipositas und dem Versagen von Gelenksendoprothesen beschäftigt. Evident ist, dass das Risiko der postoperativen Komplikationen bis hin zum Versagen des Implantats durch eine vermehrte Belastung der Knochen-Zementgrenzfläche, wie dies z.B. durch verstärkte axiale Krafteinwirkung bei der Adipositas der Fall ist, erhöht ist (Morrison, 1970). SURIN et al. sehen ebenfalls den Zusammenhang im Sinne eines erhöhten Risikos einer aseptischen Prothesenlockerung bei adipösen Patienten (Surin et al., 1983).

Demgegenüber finden sich in der Literatur viele Studien, die keinen Zusammenhang zwischen Adipositas und Revisionsoperationen nachweisen (Griffin et al., 1998; Deshmukh et al., 2002; Wendelboe et al., 2003). GRIFFIN et al. zeigen beispielsweise, dass die Revisionsrate der Knieendoprothesen übergewichtiger Patienten nach zehn Jahren nicht höher liegt als die normalgewichtiger Patienten (Griffin et al., 1998). Dass das Risiko für das Auftreten radiologisch sichtbarer, fokaler Osteolysen um das Implantat bei Patienten mit einem  $\text{BMI} > 40\text{kg/m}^2$  fünf mal höher ist als bei Normalgewichtigen, belegten SPICER et al. in einer Studie (Spicer et al., 2001).

Die Zementiertechniken und das Material, mit denen die zementierten Prothesen fixiert werden, sind als ein weiterer Faktor für das klinische Outcome nach Prothesenimplantation zu sehen. Sie unterscheiden sich im Hinblick auf Applikationsweise und -form und je nach Hersteller auch in der Zementzusammensetzung und -viskosität. Hier wird zwischen vakuumangemischtem, manuell angemischtem und zentrifugiertem Zement, sowie hoch- und niedrigviskösem Zement unterschieden. Ebenso kann man den Zement beispielsweise unter Druck applizieren, was zu einer verbesserten Penetration in die Knochenspongiosa führt (Walker et al., 1984). Eine tiefe Penetration in die Spongiosa des Knochens führt nach KRAUSE et al. zu einer höheren Abrissfestigkeit (Krause et al., 1982).

Nicht nur der Zement, sondern auch die Präparation der Auflagefläche der Prothese kann die Fixierung des tibialen Prothesenteiles beeinflussen und dadurch auch beeinträchtigen. So kann die tibiale Schnittfläche nach dem Sägevorgang beispielsweise mittels pulsatiler Lavage von Blut gereinigt werden, abgetupft oder abgebürstet werden. Dabei ist entscheidend, dass ein Verbleiben von Blutresten die Abrissfestigkeit des Zementes um bis zu 50 Prozent verringern kann (Bannister et al., 1989).

Auch der Sägevorgang als solcher stellt einen weiteren Einflussfaktor bezüglich der aseptischen Lockerung dar, da davon auszugehen ist, dass die manuell erstellte tibiale Schnittfläche nie völlig eben ist. Vor allem bei der unzementierten Befestigung des tibialen Prothesenteils ist aber gerade eine ebene Schnittfläche von großer Wichtigkeit, um eine optimale Auflagefläche und somit ein optimales Einwachsen des Knochens in die Prothese zu gewährleisten. Nach RYD ist hierzu ein Abstand zwischen Knochen und Prothese von höchstens 0,3-0,5 mm tolerabel (Ryd, 1986). Bezüglich der Genauigkeit des Sägeschnittes führten beispielsweise VAN HAM et al. eine Kadaverstudie mit einem Roboter durch, der unter Anleitung des Operators den Sägeschnitt ausführte. In dieser Studie zeigte sich zum einen, dass die vom Roboter ausgeführte Schnittfläche des Sägeschnittes sehr eben und genau war. Zum anderen zeigte sich, dass die Knochendichte bereits anhand des Vorschubs der Knochenfräse beurteilt werden kann. Hierdurch können dem Operateur schon intraoperativ, neben den makroskopisch sichtbaren Veränderungen, Hinweise auf die lokale Knochendichte gegeben werden (Van Ham et al., 1998).

Es finden sich somit verschiedene Größen, die Einfluss auf eine eventuelle Prothesenlockerung nehmen können und in deren Folge es zu einer Prothesenmigration kommen kann.

#### *Einfluss der Knochendichte auf das Knieprothetik-Outcome*

In dieser Studie wird mit der Knochendichte ein weiterer Faktor der Prothesenlockerung analysiert. Im Rahmen dieser Fragestellung konnten beispielsweise Li et al. zeigen, dass unzementierte Implantate bereits in den ersten Monaten eine hohe Migrationsrate aufweisen und zwar insbesondere dann, wenn die präoperativ gemessene Knochendichte mit  $<0,6 \text{ g/cm}^2$  gering ist (Li et al., 2000). Sie untersuchten hierzu 28 Patienten mit einem Durchschnittsalter von 71 Jahren, denen ein Kniegelenksimplantat eingesetzt wurde. 16 Prothesen wurden unzementiert verankert, während es sich bei zwölf Prothesen um zementierte handelte. Die Knochendichte wurde mittels DEXA gemessen, die Migration mittels digitaler RSA. Die Verwendung von Knochenzement zur Fixierung der Prothesen scheint eine unterschiedliche Knochenqualität innerhalb des Tibiaplateaus zumindest in der ersten postoperativen Zeit zu kompensieren; es findet hier anfangs nur eine geringe (später kontinuierlich ansteigende) Bewegung statt. Es wird angenommen, dass diese primäre Stabilisierung zustande kommt, da aufgrund einer erhöhten Knochenporosität eine höhere Zementpenetration in den Knochen erreicht wird (Walker et al., 1984; Lee et al., 1991).

#### *Knochendichteänderung post operationem*

Die präoperative Knochendichte verändert sich aber im Laufe der Zeit nach Implantation einer Knieprothese. Studien, die dies belegen, finden sich zahlreich in der Literatur und berichten einheitlich von Knochendichteänderungen im periprothetischen Bereich (Karbowski et al., 1999; Kerner et al., 1999; van Loon et al., 1999; Ishii et al., 2000; Li et al., 2000; Anchuela et al., 2001; Lonner et al., 2001; van Loon et al., 2001; Venesmaa et al., 2003). In diesen Studien wurde die Knochendichte jeweils mittels DEXA gemessen.

Li et al. (Li et al., 2000) führten beispielsweise eine Studie durch, in der sie die tibialen Knochendichteänderungen an Patienten mit zementierten und unzementierten Knieprothesen untersuchten. Sie definierten hierfür 15 mm unterhalb der Schnittfläche der Tibia neun aneinandergrenzende Bereiche die vermessen wurden, so dass der komplette Knochen innerhalb einer Tiefe von 15-45 mm in die Untersuchung einbezogen werden konnte. Die Ausgangsmessung zur Knochendichteerfassung wurde

eine Woche nach der Implantation durchgeführt. Es fand sich eine signifikante generelle Knochendichteverminderung von 13,2 Prozent innerhalb der ersten drei Monate nach der Operation, unabhängig von der Art der Fixierung. Die Autoren beschreiben eine nachfolgende Knochendichteerhöhung auf den Anfangswert innerhalb der folgenden drei Monate für die Untersuchungsfelder, die unterhalb der Gelenkflächen lagen. Für die in der Mitte gelegenen Felder fand sich erst nach 24 Monaten eine Knochendichte äquivalent zum Ausgangswert. Insgesamt fand sich nach 24 Monaten keine signifikante Knochendichteänderung mehr im Vergleich zum Ausgangswert. Zusätzlich beschreiben LI et al. eine Normalisierung der Knochendichtewerte auf das Maß eines nicht arthrotischen Knies, unabhängig davon, ob primär eine geringe oder eine höhere Mineralisierung vorlag.

VAN LOON et al. (van Loon et al., 2001) bestätigen einige dieser Tendenzen als auch für den Femur zutreffend mit einer ihrer Studien, in der sie die Knochendichteveränderungen am Femur im Bereich von zementierten Knieprothesen untersuchten. Dazu erfassten sie die lokale Veränderung der Knochendichte im Vergleich zur allgemeinen Knochendichteveränderung, die am Schenkelhals und an der Lendenwirbelsäule gemessen wurde. Allerdings bestimmten sie die Knochendichte nur in zwei definierten Bereichen des Femurs: direkt hinter und kurz oberhalb des femoralen Anteils der Prothese. Die Autoren fanden bei ihrer Untersuchung ein Jahr nach der Operation eine signifikante Verminderung der Knochendichte von 22 Prozent hinter der Prothese (im ventralen Anteil des Femurs). In Gegensatz hierzu änderte sich die Knochendichte im Bereich der Lendenwirbelsäule und im Bereich des Schenkelhalses nicht signifikant. Verantwortlich für den (femoralen) Knochenverlust nach Knie-TEP-Implantation sind nach VAN LOON et al. zum einen Polyethylen-, Zement- und Metallabriebpartikel der Prothese, die zu einer Resorption von Knochen führen und zum anderen eine verringerte direkte Einwirkung von Stressfaktoren auf den (femoralen) Knochen (van Loon et al., 1999).

Durch eine direkte Krafteinwirkung auf den Knochen kommt es zu einer Dichteerhöhung im belasteten Bereich, wie neben WOLFF (1892) auch andere Autoren beschrieben haben. Sie belegten, dass Knochen in der Lage sind, entsprechend der auf sie einwirkenden Kraft ihre Struktur zu ändern (modeling und remodeling) (Wolff, 1892; Pauwels, 1965; Carter, 1987; Müller-Gerbl, 1998).

Die Arbeitsgruppen um HULET, LI oder auch MÜLLER-GERBL stellten fest, dass die Knochendichte von einer Achsfehlstellung im Kniegelenk und einer daraus

resultierenden veränderten Krafteinwirkung auf das Knie abhängig ist. So liegt bei einem genu varum im Bereich der medialen Gelenkfläche und bei einem genu valgum im Bereich der lateralen Gelenkfläche eine höhere Knochendichte vor (Müller-Gerbl, 1998; Li et al., 2000; Hulet et al., 2001). Dies wird durch die vorliegende Studie bestätigt. Aus Vorangesagtem lässt sich schließen, dass die Knochendichte des Kniegelenkes sich in der Zeit nach der Operation wieder normalisiert, da nach einer Knie-TEP-Implantation mit einer bestmöglichen Korrektur der Beinachse wieder eine physiologische Krafteinwirkung auf das Knie zustande kommt.

Auch die Art des Prothesendesigns wird für eine Knochendichteänderung verantwortlich gemacht. Im Bereich des distalen Femurs beispielsweise untersuchten SEKI et al. (Seki et al., 1999) die unterschiedlichen Knochendichteverluste bei vier verschiedenen Prothesendesigns (zementiert und unzementiert) anhand von 114 Knieprothesen. Alle Prothesen wiesen klinisch keine Probleme auf. Die Autoren beschreiben bei den vier unterschiedlichen Designs unterschiedliche Verläufe der Knochendichteänderungen.

LONNER et al. (Lonner et al., 2001) belegten anhand von zementierten Prothesen, dass der tibiale Knochen unter einer geschäfteten Prothese einen höheren Knochendichteverlust aufweist als unter einer nicht geschäfteten Prothese. Dieser Knochendichteverlust kann wiederum darauf zurückgeführt werden, dass durch den einzementierten Schaft eine anders verteilte Krafteinwirkung auf die Knochen-Prothesen-Grenze zustande kommt. Dementsprechend scheint das Prothesendesign ein Faktor zu sein, der die Knochendichteänderung beeinflusst.

ANCHUELA et al. (Anchuela et al., 2001) beschreiben dahingegen in einer Studie, die sich mit der Knochendichte und der Muskelfunktion nach Knie-TEP-Implantation beschäftigt, etwas abweichende Befunde bezüglich der Knochendichteänderung. Sie konnten zwar einen Knochendichteverlust nach sechs Monaten feststellen; die Knochendichte stieg aber in den folgenden sechs Monaten nur geringfügig an, so dass zwölf Monate nach der Operation für den Bereich der anterioren Tibia ein (im Vergleich zum Ausgangswert) signifikant geringerer Knochendichtewert festgestellt wurde. Die Knochendichteabnahme im Bereich der anterioren Tibia wird mit einer veränderten Krafteinwirkung auf die Tibia erklärt. Die Autoren gehen davon aus, dass im arthrotischen Knie eine Defizit des Extensorapparates besteht, was zu verstärktem Stress auf die Sehne des m. quadriceps femoris führt. Hierdurch kommt es zu einer Knochendichteerhöhung im Bereich der tuberositas tibiae. Nach Implantation einer



Knieendoprothese entfällt dieser pathologische Stress und die Knochendichte verringert sich wieder auf ein normales Maß. Die Gesamtknochendichte des Knies hat sich jedoch durch die Implantation der Prothese innerhalb des ersten Jahres nach der Operation nicht signifikant verändert. Dieses Ergebnis steht dem der vorangegangenen Studien entgegen.

#### Zusammenhang zwischen präoperativer Knochendichte und Prothesenmigration

In den hier genannten Studien wurde die Knochendichteveränderung nach Knie-TEP-Implantation untersucht, nicht aber die Auswirkung dieser auf die Prothese. Somit wurde auch nicht der Zusammenhang von Knochendichte(-veränderung) und Prothesenmigration – wie es in der vorliegenden Studie der Fall ist – untersucht.

Dieser Zusammenhang ist in den vergangenen Jahren, wenn auch in geringerem Maße als die reine postoperative Knochendichteveränderung, in separaten Studien untersucht worden (Petersen et al., 1999; Regner et al., 1999; Sugita et al., 1999; Li et al., 2000; Li et al., 2001). Zur Messung der Migration des Implantates wurde hier hauptsächlich die röntgenstereometrische Analyse verwendet (Petersen et al., 1999; Li et al., 2000; Regner et al., 2000; Li et al., 2001), da die Methodik als dreidimensionales Messverfahren den Goldstandard in der Messung von Prothesenmigrationen darstellt (Selvik, 1989). Es ist mittels RSA belegt, dass im Bereich der Knieendoprothetik im ersten postoperativen Jahr nahezu alle Prothesendesigns aufgrund von Umbauvorgängen des Knochens (s.o.) ein gewisses Maß an Migration zeigen. Diese initiale Mikrobewegung hat bei den meisten Implantaten ihr Maximum innerhalb der ersten drei Monate erreicht (Nilsson et al., 1999; Li et al., 2000) und sistiert nach etwa zwölf Monaten. Kommt es aber zu einer kontinuierlichen Migration der Prothese von nur 0,2 mm zwischen zwölf und 24 Monaten nach Implantation, so nimmt die Wahrscheinlichkeit einer aseptischen Lockerung signifikant zu (Ryd. et al., 1990; Ryd et al., 1995).

Die Knochendichte wurde in den Studien auf unterschiedliche Arten gemessen. So nutzten LI et al. beispielsweise die Dual-energy X-ray Absorptiometrie, PETERSEN et al. die Dual-Photon Absorptiometrie und REGNER et al. die Triple-Energy X-ray Absorptiometrie zur Knochendichteerfassung, während SUGITA et al. Knochenanteile histologisch auf die Knochendichte hin untersuchten.

Die gewonnen Befunde bezüglich eines Zusammenhangs von präoperativer Knochendichte und Prothesenlockerung in den verschiedenen Studien sind nicht einheitlich.

Während SUGITA et al. (Sugita et al., 1999) in einer neun Patienten umfassenden Studie keinen Zusammenhang zwischen präoperativer Knochendichte und Lockerung von Knieprothesen nach durchschnittlich 12,8 Jahren fanden<sup>14</sup>, berichten PETERSEN et al. (Petersen et al., 1999) von einem positiven, signifikanten Zusammenhang von präoperativer Knochendichte der proximalen Tibia und MTPM des tibialen Prothesenanteiles zum Zeitpunkt der Nachuntersuchungen sechs Wochen, ein Jahr und drei Jahre nach der Implantation der Prothesen. In diese Studie waren 22 Patienten involviert und die Prothesen wurden allesamt unzementiert verankert. Die Autoren weisen allerdings auch auf einen möglichen Einfluss anderer Faktoren, wie beispielsweise Verankerungstechnik, Grunderkrankungen und postoperative Achsstellung, bezüglich der Migration der Prothese hin. Ebenso wurde von PETERSEN et al. (Petersen et al., 1994) in einer weiteren Studie von einem positiven Zusammenhang zwischen präoperativer Knochendichte und MTPM nach sechs Wochen und einem Jahr berichtet.

LI und NILSSON untersuchten anhand von 28 Knien in einer Studie den Zusammenhang von präoperativer Knochendichte und Migration des tibialen Prothesenanteils und in einer weiteren Studie, den Zusammenhang von postoperativer Knochendichteveränderung und Migration zementierter und unzementierter Prothesen (Li et al., 2000; Li et al., 2001). Es zeigte sich über einen Zeitraum von 24 Monaten, dass bei den unzementierten Prothesen bezüglich der Migration ein präoperativer Knochendichtewert im Bereich von 0,6-1,0 g/cm<sup>2</sup> optimal erscheint. Bei den zementierten Prothesen zeigte sich jedoch kein Zusammenhang zwischen Prothesenmigration und präoperativer Knochendichte (Li et al., 2000).

Bezüglich der postoperativen tibialen Knochendichteveränderung im Rahmen des Remodelings und der Migration des tibialen Prothesenanteils nach zwei Jahren findet sich laut LI und NILSSON kein Zusammenhang (Li et al., 2001). Sie untersuchten diesbezüglich die Knochendichteänderung in einem Bereich von 30 mm Stärke, der 15 mm unterhalb der tibialen Schnittkante lag. Die Prothesenmigration wurde anhand der RSA-Parameter MTPM, Liftoff und Maximum Subsidence gemessen. Ein Zusammenhang zur Migration der Prothesen, unabhängig von der Fixationsart, konnte hier nicht gezeigt werden.

---

<sup>14</sup> Sie machten hierbei eine eventuelle Lockerung an der klinischen Untersuchung und anhand von Röntgenaufnahmen unter Fluoreszenzkontrolle fest und untersuchten die Knochendichte histologisch.

REGNER et al. (Regner et al., 1999) hingegen beschreiben anhand einer Vergleichsstudie von zwei Prothesendesigns, die 38 operierte Knie umfasste, einen signifikanten Zusammenhang von Knochendichteveränderung und Migration der Prothese. Sie beziehen sich dabei nur auf die Maximum Subsidence nach einem Jahr. Die Knochendichte wurde hier allerdings nur an einer zylinderförmigen Stelle unterhalb des tibialen Prothesenteils gemessen und der Messbereich hatte lediglich einen Durchmesser von acht Millimetern. Bei der Nachuntersuchung nach fünf Jahren war der vorher beschriebene Zusammenhang nicht mehr zu erkennen.

Es lässt sich festhalten, dass die präoperative Knochendichte, d.h. die Qualität des Knochens, der die Auflagefläche der Prothese darstellt, als wichtiger Faktor in Bezug auf das Outcome von Knieendoprothesen anerkannt ist. Durch groß angelegte Studien zu diesem Thema kann die Bedeutung der Knochendichte für die Knieendoprothetik weiter herausgestellt und differenziert werden.

#### Methoden der Knochendichtemessung

Wie einleitend erläutert, lässt sich die Knochendichte klinisch auf verschiedene Art und Weisen messen. Im Folgenden sollen zunächst die Methoden der Knochendichtemessung allgemein diskutiert werden.

Zu den gebräuchlichen Methoden zählen:

- o die Photodensitometrie,
- o die Single- bzw. Dual-Photon Absorptiometrie,
- o die Single- bzw. Dual-Energy X-ray Absorptiometrie,
- o die quantitative Computertomographie,
- o der quantitative Ultraschall,
- o die CT-Osteoabsorptiometrie und
- o die MRT-Osteodensitometrie.

Am Biopsat kann die Knochendichte zusätzlich noch histologisch, sowie der Knochenmineralgehalt durch Veraschung bestimmt werden.

Bei absorptiometrischen Verfahren wird die Knochendichte anhand der Schwächung der Röntgenstrahlen beim Durchtritt durch die durchstrahlten Gewebe bestimmt. Die Geräte müssen anhand von Knochenmineralstandards kalibriert werden, um aus der Schwächung der Strahlen einen Knochendichtewert ableiten zu können. Zur

Kalibrierung werden Phantome verwendet, die in der Regel Hydroxylapatit enthalten und dem zu vermessenden Areal in der Form ähnlich sind, um eine dem Knochen möglichst ähnliche Schwächung der Strahlen zu erzielen. Es werden aber auch Phantome verwendet, die Kaliumdihydrogenphosphat, Kalziumchlorid oder seltener auch Aluminium enthalten (Augat, 2002). Von den oben genannten Techniken sind heute die Dual-energy X-ray Absorptiometrie und die QCT-Methode am häufigsten in Gebrauch (Genant et al., 1996; Petersen, 2000; Augat, 2002). Die Single-Photon und Dual-Photon Absorptiometrie hingegen wurden inzwischen nahezu vollständig durch die Single- und Dual-energy X-ray Absorptiometrie abgelöst.

Wo liegen nun die Stärken, wo die Schwächen dieser Methoden?

GENANT et al. haben sich in einer Arbeit mit den verschiedenen Methoden zur Knochendichtemessung beschäftigt und Vor- und Nachteile der einzelnen Methoden herausgearbeitet (Genant et al., 1996). Die Ergebnisse sollen im Folgenden näher dargestellt werden.

Die Photodensitometrie als eine der ersten quantitativen Methoden zur Knochendichtebestimmung ist ein Verfahren, bei dem Röntgenaufnahmen des zu untersuchenden Bereichs mittels eines optischen Densitometers vermessen werden. Während der Messung werden Aluminiumkeile auf das Röntgenbild aufgelegt, um die Messung der Knochendichte anhand der Dichte des Aluminiums zu kalibrieren. Die Dichte wird dann auf Grundlage der gemessenen Graustufen festgelegt.

Die Genauigkeit der Methode bei Messungen der Phalangen und Metacarpalknochen wurde durch einen hohen „precision error“ von 9-10 Prozent limitiert.<sup>15</sup> Neuere computergestützte Techniken haben diesen Fehler erheblich auf ~1-2 Prozent minimiert. Die Präzision dieser Methode ist durch einen Vergleich mit Werten, die durch Veraschung ermittelt wurden, erfasst worden und liegt bei einem Fehler von 4,8 Prozent. Dies stellt den normalen Bereich bei allen genannten Knochendichtemessmethoden dar. Die Strahlenbelastung pro Untersuchung liegt bei nur

---

<sup>15</sup> Das Resultat der Messung der Reproduzierbarkeit einer Methode wird als „precision error“ angegeben. Dieser „precision error“ ist der Fehler, der bei wiederholten Messung im selben Individuum auftritt. Der „precision error“ wird in der Regel als prozentualer Anteil des Variationskoeffizienten ( $VK = \text{Standardabweichung} / \text{Mittelwert} \times 100\%$ ) dargestellt (VK%) (Petersen, 2000). Ein Fehler der Reproduzierbarkeit bzw. eine Reproduzierbarkeit von 1 Prozent ist demnach als besonders gut anzusehen.

ca. 5  $\mu\text{Sv}$  (Genant et al., 1996).<sup>16</sup> Somit ist die Photodensitometrie als eine geeignete Methode zur Knochendichtebestimmung im Bereich der Phalangen und Metacarpalia anzusehen.

Die Single-Photon Absorptiometrie und (später) die Single X-ray Absorptiometrie (SPA/SXA) sind Flächenprojektionsverfahren. Bei beiden ist der Patient zwar nur geringen Strahlendosen ausgesetzt ( $< 1\mu\text{Sv}$ ); der „precision error“ liegt hier bei nur ca. 1-2 Prozent (Genant et al., 1996). Sie haben jedoch den Nachteil, dass sie nur zur Untersuchung des peripheren Skeletts genutzt werden können, da an anderen Stellen die Variation der Absorption durch umgebendes Weichteilgewebe zu groß ist (Genant et al., 1996; Augat, 2002). Ein weiterer Nachteil besteht darin, dass bei diesen Verfahren nicht zwischen trabekulärem und kortikalem Knochen unterschieden werden kann, was bedeutet, dass die Bereiche nicht getrennt voneinander untersucht werden können (Genant et al., 1996). Für periphere Lokalisationen haben sich daher die SPA und nachfolgend die SXA als gute Möglichkeiten bewährt, die Knochendichte zu messen.

Die Dual-Energy X-ray Absorptiometrie (DEXA) ist ebenfalls ein Flächenprojektionsverfahren, das die Knochendichte bezogen auf die zu vermessene Fläche bestimmt. Daraus resultiert ein Fehler der Methode: bei gleicher Knochendichte ist die anhand einer größeren Fläche gemessene Flächendichte höher als die einer kleineren Fläche. Außerdem gilt es zu bedenken, dass die Ergebnisse verschiedener DEXA-Geräte aufgrund unterschiedlicher Kalibrierungen nicht unbedingt miteinander zu vergleichen sind. Die Gründe dieser Unterschiede liegen beispielsweise in verschiedenen Kalibrierungsstandards oder auch in Unterschieden in den Bildverarbeitungsalgorithmen. Diese Tatsache hat dazu geführt, dass standardisierte Knochendichtemesswerte entwickelt wurden, um so die Messergebnisse verschiedener Geräte miteinander vergleichen zu können (Genant et al., 1996). Einige Hersteller bieten die Berechnung dieser standardisierten Knochendichtemesswerte schon innerhalb ihrer Programme an (Augat, 2002). Mit einem „precision error“ von ca. 1-3 Prozent je nach Lokalisation der Messung, dem geringen Zeitaufwand ( $< 2$  Minuten), der geringen Strahlenbelastung für den Patienten ( $< 1-3 \mu\text{Sv}$  je nach Lokalisation) und der

---

<sup>16</sup> Zum Vergleich sei angemerkt, dass die jährliche Hintergrundstrahlung  $\sim 2000 \mu\text{Sv}$ , die Strahlendosis einer abdominellen Röntgenaufnahme  $\sim 500 \mu\text{Sv}$  und die einer abdominellen CT  $\sim 4000 \mu\text{Sv}$  beträgt (Kalender, 1992).

Möglichkeit neben dem peripheren Skelett auch Bereiche wie die Wirbelkörper untersuchen zu können, ist die DEXA eine Methode, die im klinischen Alltag sehr gut eingesetzt werden kann (Genant et al., 1996). Die Knochendichtemessungen von Geräten verschiedener Hersteller sind nur bedingt vergleichbar.

Die quantitative Computertomographie (QCT) ist ein volumendichtemessendes Verfahren, das die Dichte pro gescannter Volumeneinheit bestimmt. Hierbei ist es – im Gegensatz zu den zuvor genannten Verfahren – möglich, zwischen trabekulärem und kortikalem Knochen zu unterscheiden. So kann die Dichte getrennt für diese beiden Bereiche des Knochens bestimmen werden, was beispielsweise für die Bestimmung von Frakturrisiken von Bedeutung ist (Bestimmung der Stabilität des Knochens). Bei dieser Methode wird das zu untersuchende Gewebe in der Regel von einem handelsüblichen CT mit nur einem Energiespektrum vermessen. Das CT-Bild entsteht aus den einzelnen Schwächungswerten der volumetrischen Einheiten, die dann in verschiedenen Graustufen (Hounsfield-Einheiten) dargestellt werden (Müller-Gerbl, 1998). Während der Messung der zu bestimmenden Knochendichte wird ein Dichtephantom mit Einsätzen aus verschiedenen dichten Hydroxylapatiteinsätzen mitgemessen, um so eine Dichteabstufung anhand der Hounsfield-Einheiten vornehmen zu können. Jedoch auch bei dieser Messung kann es zu Ungenauigkeiten aufgrund von unterschiedlicher Weichteilabsorption und einer verringerten Absorption des Fettes im Knochenmark kommen. Dadurch wird dann die tatsächliche Knochendichte unterschätzt. Durch eine Einrechnung eines Korrekturparameters kann dieser Fehler reduziert werden (Augat, 2002). Die spinale QCT hat die von den bisher bekannten Knochendichtemessverfahren höchste Strahlenbelastung mit ca. 50  $\mu$ Sv. Diese Dosis liegt allerdings immer noch um eine Zehnerpotenz niedriger als die Dosis für eine abdominelle Röntgenaufnahme. Der in vivo „precision error“ liegt für die spinale QCT bei ca. 2-4 Prozent. Auch wenn dieser „precision error“ höher ist als der der DEXA, ist doch die Sensitivität der volumetrischen Methode größer als die der Flächenprojektionsverfahren und somit sehr gut geeignet zur klinischen Anwendung in der Knochendichtemessung (Genant et al., 1996). Die Messgenauigkeit der QCT kann außerdem dadurch erhöht werden, dass zwei verschiedene Strahlenenergien eingesetzt werden (Dual-Energy QCT). Diese Methode wird zur Zeit jedoch nur wissenschaftlich genutzt, da mit der größeren Präzision auch eine höhere Strahlenbelastung einhergeht (Augat, 2002).

Die periphere QCT (pQCT) hingegen hat einen deutlich geringeren „precision error“, der je nach Lokalisation der Messung am radialen Knochen (trabekulärer, kortikal, total) zwischen einem und zwei Prozent liegt. Die Strahlenbelastung des Patienten ist mit ca. 1  $\mu$ Sv bei der pQCT deutlich geringer als bei der spinalen QCT (Genant et al., 1996). Ebenso wie bei der konventionellen QCT ist auch hier eine Beurteilung der volumetrischen Knochendichte und der strukturellen Eigenschaften des Knochens möglich (Augat, 2002). Dies zeigt, dass die pQCT ebenfalls gut geeignet ist zur klinischen Erfassung der Knochendichte an peripheren Lokalisationen wie beispielsweise am Radius und an der Tibia.

Die CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) ist ebenfalls eine Methode, die Röntgenstrahlen bedarf. Sie basiert auf einer computertomographischen Messung und kann zur dreidimensionalen Darstellung der Knochendichteverteilung im Bereich von Gelenken in vivo angewendet werden. Die Strahlenbelastung entspricht der einer normalen CT-Untersuchung des entsprechenden Bereiches und liegt damit unterhalb der Strahlenbelastung durch eine Thorax-Röntgenaufnahme (Cann, 1988). Die CT-OAM weist in einer Studie zu ihrer Validierung eine exakte Reproduzierbarkeit bei wiederholten Messungen der Gelenkoberflächendichte von 80 Prozent der vermessenen Pixel auf (Müller-Gerbl, 1998). Von den abweichenden 20 Prozent lagen die Abweichungen bei elf Prozent innerhalb einer Dichtestufe (von acht möglichen) und bei den restlichen neun Prozent innerhalb von zwei oder mehr Stufen. Die subchondrale Dichtemessung ist von diesem, möglicherweise aus Lagerungsabweichungen entstehenden, Fehler nur in so geringem Maße betroffen, dass er bei der Interpretation der subchondralen Dichte nicht ins Gewicht fällt (Müller-Gerbl, 1998). Als Nachteil der Methode muss die Bildung von Artefakten, die durch das Vorhandensein eines Metallimplantates in der Nähe des vermessenen Bereiches entstehen, genannt werden. Die CT-OAM ist keine Methode, die unter dem Anspruch der exakten Dichtemessung entwickelt wurde. Sie hat zum Ziel, eine Dichteverteilung innerhalb des subchondralen Knochens zu erfassen. Zu diesem Zweck wird die Dichte in bestimmten Volumeneinheiten, den sogenannten Voxeln, innerhalb der zu vermessenden Schicht bestimmt und innerhalb dieser Voxel ein Dichtemittelwert gebildet. Wenn innerhalb der Voxel viele Dichteunterschiede vorkommen, kann dies zur Folge haben, dass auf einen größeren Bereich bezogen nicht die tatsächlich exakte Mineralisation des Knochens angegeben wird. Aufgrund dessen kann die Methode nicht in spongiösem Knochen

angewendet werden. Bei der Bestimmung der Dichte wird die jeweils dichteste Stelle des subchondralen Knochens auf die Gelenkfläche projiziert. Damit kann das Problem der verschiedenen Dichtestufen innerhalb eines Voxels minimiert werden. Die Ungenauigkeit der Absolutwerte der Knochendichte kann als Nachteil gewertet werden, fällt jedoch aufgrund der anderen Indikation weniger ins Gewicht. Der große Vorteil besteht in der Möglichkeit, eine Gelenkfläche in vivo untersuchen zu können.

Der quantitative Ultraschall (QUS) ist eine Methode, bei der mittels Ultraschallwellen der kortikale und trabekuläre Knochen analysiert werden kann (Barkmann, 2002). Es tritt somit keine Belastung durch ionisierende Strahlen auf. Die Schallausbreitung im Knochen wird hauptsächlich anhand von zwei Parametern beschrieben: der Transmissionsschallgeschwindigkeit (Speed of Sound; SOS) und der Breitband Ultraschallabschwächung (BUA). Die Schallgeschwindigkeit hängt in einem Festkörper primär von seiner Dichte und Elastizität ab, während die Schallabschwächung hauptsächlich durch Absorption im Knochen und Streuung an Inhomogenitäten entsteht. Da der Knochen ein inhomogener Körper ist, sind diese Zusammenhänge komplex und daher theoretisch nur näherungsweise berechenbar (Barkmann et al., 1999). Der Verzicht auf Röntgenstrahlung, die Portabilität und die Kosteneffizienz stellen die Vorteile des QUS dar. Da Ultraschallwellen nicht nur von der Zusammensetzung und Masse sondern beispielsweise auch von der Elastizität und Struktur des Knochens beeinflusst werden, können somit potenziell zusätzliche Informationen zur Knochenfestigkeit erfasst werden (Barkmann, 2002). Mit dem QUS kann der trabekuläre Knochen des Calcaneus, der kortikale Knochen der Tibia und der komplette Knochen der Phalangen vermessen werden. Dies wird besonders zur Einschätzung der Frakturgefährdung in (osteoporotischem) Knochen genutzt. Der „precision error“ des Parameters SOS, gemessen an der Tibia und am Calcaneus, liegt in diesem Zusammenhang bei 0,3-1,2 Prozent, der des am Calcaneus gemessenen Parameters BUA bei 1,3-3,8 Prozent. Die Sensitivität der Messungen ist schwierig festzulegen, da die komplexe Struktur des Knochens und seine Inhomogenitäten bei wiederholten Messungen immer unterschiedliche Durchgangswege und -zeiten der Ultraschallwellen bedingen (Genant et al., 1996). Bei Vergleichen der Knochendichtemessung mittels QUS und mittels DEXA hat sich herausgestellt, dass die Korrelationen zwischen beiden nur mäßig sind. Zusätzlich sind die noch bestehenden Fehler zu hoch um eine reine Knochendichte per se durch QUS zu bestimmen (Genant et al., 1996).



Die Knochendichtemessung mittels MRT kommt durch die Verwendung eines Magnetfeldes ebenfalls ohne ionisierende Strahlen aus. Aus diesem Grund ist das Interesse daran, auch dieses Verfahren routinemäßig zur Knochendichtebestimmung einsetzen zu können, groß. Primär wurde die MRT klinisch nur zur Darstellung des Weichteilgewebes herangezogen. Neue Techniken eröffnen aber zunehmend auch die Möglichkeit, Aussagen über die Knochendichte und -struktur machen zu können. Experimentelle Arbeiten haben bewiesen, dass beispielsweise das Hinzufügen von Knochenstaub zu Fett- bzw. Wasserproben zu einer Verkürzung der T<sub>2</sub>\*-Relaxationszeit führt (Davis et al., 1986). Anhand von Computersimulationen und Phantomstudien ist festgestellt worden, dass ähnlich wie beim QUS die T<sub>2</sub>\*-Messung sowohl durch die Dichte des Trabekelwerks als auch durch die räumliche Mikroarchitektur mitbeeinflusst wird (Majumdar, 1991; Engelke et al., 1994). In Studien zur Knochendichtemessung am distalen Radius mittels MRT wurden „precision error“ zwischen 3,8 und 9,5 Prozent festgestellt (Grampp et al., 1995). Dies ist – im Vergleich zu den osteodensitometrischen Verfahren – ein noch zu hoher Wert. Nachteil der Knochendichtemessung mittels MRT sind außerdem die Kosten, die durch eine längere Untersuchungsdauer (im Vergleich zur QCT und DEXA) und die manuelle Bearbeitung der Bilder (beispielsweise Personalkosten, Geräteunterhalt etc.) entstehen (Machann et al., 2001). Die Möglichkeit einer Untersuchungsmethode, die frei von belastender Röntgenstrahlung ist, würde diesen Aufwand aber durchaus rechtfertigen. Wie erläutert, ist die Methode allerdings für die routinemäßige klinische Anwendung noch nicht ausgereift genug (Funke et al., 1994; Wehrli et al., 1995; Machann et al., 2001).

Wenn die verschiedenen Möglichkeiten der Knochendichtemessung verglichen werden sollen, so wird dafür häufig der Indikator „precision error“ genutzt. D.h. es wird die Reproduzierbarkeit der Messung verglichen.

In Tabelle 9 sind (nach GENANT et al.) einige Verfahren gegenübergestellt.

| Technique (world distribution) | Precision error (%) | Effective dose equivalent ( $\mu\text{Sv}$ ) |
|--------------------------------|---------------------|----------------------------------------------|
| RA (500)                       |                     |                                              |
| phalanx/metacarpal             | 1-2                 | $\sim 5$                                     |
| SXA/DXA (3000)                 |                     |                                              |
| radius/calcaneus               | 1-2                 | $< 1$                                        |
| DXA (6000)                     |                     |                                              |
| PA spine                       | 1-1,5               | $\sim 1$                                     |
| Lat spine                      | 2-3                 | $\sim 3$                                     |
| proximal femur                 | 1,5-3               | $\sim 1$                                     |
| forearm                        | $\sim 1$            | $< 1$                                        |
| hole body                      | $\sim 1$            | $\sim 3$                                     |
| QCT (4000)                     |                     |                                              |
| spine trabecular               | 2-4                 | $\sim 50$                                    |
| spine integral                 | 2-4                 | $\sim 50$                                    |
| PQCT (1000)                    |                     |                                              |
| radius trabecular              | 1-2                 | $\sim 1$                                     |
| radius total                   | 1-2                 | $\sim 1$                                     |
| QUS (2000)                     |                     |                                              |
| SOS calcaneus/tibia            | 0,3-1,2             | 0                                            |
| BUA calcaneus                  | 1,3-3,8             | 0                                            |

Tab. 9: Gegenüberstellung verschiedener Messverfahren nach GENANT et al.

Beim Vergleich des „precision error“ müssen folgende Einschränkungen berücksichtigt werden: So messen die verschiedenen Verfahren beispielsweise unterschiedliche Charakteristika des Knochens. Es kann so bei einem Vergleich des „precision errors“ die Reproduzierbarkeit einer Messung von dB/MHz mit einer Messung von  $\text{g/m}^2$  verglichen werden.

Auch wenn Methoden verglichen werden, die die gleiche Einheit messen, kann es zu Schwierigkeiten beim Vergleich kommen: Da die einzelnen Geräte unterschiedlich kalibriert werden, muss dieser Umstand bei einem Vergleich der Messungen bedacht werden.

In der Literatur wird daher eine standardisierte Messung der Reproduzierbarkeit gefordert, um eine Vergleichbarkeit von verschiedenen Studien sicher gewährleisten zu können (Genant et al., 1996).

#### Knochendichtemessung mittels MR-ODM

In der vorliegenden Studie wurde die Methode der MR-ODM zur Erfassung der Knochendichte genutzt. Daher werden im Folgenden Studien vorgestellt, die die MR-ODM eingesetzt und bewertet haben.

Um diese Methode beurteilen zu können, vergleicht man die durch sie erzielten Ergebnisse mit denen, die mittels DEXA und/oder QCT am selben Patienten erfasst wurden, da die DEXA (Wehrli et al., 1995; Machann et al., 2001) und die QCT (Machann et al., 2001) heute als Goldstandard der Knochendichtemessung gelten. Diese Gegenüberstellung wurde in verschiedenen Studien vorgenommen (Majumdar et al., 1992; Kroger et al., 1995; Wehrli et al., 1995; Kang et al., 1999; Machann et al., 2000; Machann et al., 2001; Arokoski et al., 2002; Maris et al., 2004). Die Autoren sind einhellig der Auffassung, dass die Knochendichtemessung mittels MRT eine vielversprechende Methode ist, die der Weiterentwicklung bedarf. So konnten verschiedene in vivo-Studien einen Zusammenhang zwischen der Knochendichte (gemessen mit QCT) und der Relaxationsrate  $1/T_2^*$  (gemessen mit der MRT) feststellen.

Beispielsweise wiesen MAJUMDAR und GENANT (Majumdar et al., 1992) in einer Untersuchung eine positive Korrelation zwischen  $R_2^*$  ( $\equiv 1/T_2^*$ ) und der trabekulären Knochendichte nach. Hierfür wurden der distale Femur, die Tibia und der Radius mittels MRT und QCT vermessen. Problematisch war hierbei allerdings der hohe „precision error“ von zwei bis elf Prozent, der für die MRT-ODM ermittelt wurde.

WEHRLI et al. (Wehrli et al., 1995) werteten die Knochendichtemessungen von 136 Frauen aus, deren Knochendichte mittels DEXA (124) bzw. QCT (12) und MRT (136) gemessen wurde. Messorte für die Knochendichte waren jeweils die Wirbelkörper der gesamten Lendenwirbelsäule. Verglichen wurden schwerpunktmäßig die  $R_2^*$ -Messungen des MRTs und die Ergebnisse der DEXA-Messung. Hierbei konnte gezeigt werden, dass  $R_2^*$  bei Frauen mit niedriger Knochendichte (gemessen mit DEXA) niedriger ist als bei Frauen mit einer normalen Knochendichte (gemessen mit DEXA). Somit lassen sich Knochendichteunterschiede mit der Messung von  $R_2^*$  erfassen. Der „precision error“ der Methode betrug allerdings sieben Prozent, woraus die Autoren den Schluss ziehen, dass die Methode noch optimiert werden muss.

Im gleichen Jahr erfassten KROGER et al. (Kroger et al., 1995) die Knochendichte des dritten Lendenwirbelkörpers von 16 Zwillingspaaren. Darunter befanden sich 24 Männer und acht Frauen zwischen 25-69 Jahren. Die Wirbelkörper wurden hierbei mittels MRT-ODM untersucht (Messung von longitudinaler Relaxationszeit, T1 und transversaler Relaxationszeit, T2). Die Knochendichte und der Knochenmineralgehalt wurden zusätzlich mittels DEXA gemessen. Es fand sich hier eine inverse Korrelation zwischen der T2-Relaxationszeit und der mittels DEXA erfassten Knochendichte. Auch hier wurde bestätigt, dass die T2-Relaxationszeit bei höherer Knochendichte kürzer ist als bei niedriger.

KANG et al. (Kang et al., 1999) verglichen zu diesem Thema in einer ihrer zahlreichen Studien die Ergebnisse ihrer MRT-Knochendichtemessungen mit Ergebnissen, die durch DEXA und Ultraschall ermittelt wurden. Sie untersuchten den Calcaneus von 32 postmenopausalen Frauen mittels der MRT-ODM und mittels Ultraschall, während sowohl der Calcaneus, die Wirbelsäule als auch der Schenkelhals darüberhinaus mittels DEXA vermessen wurden. Im Rahmen der MRT-Messung erfassten sie die Relaxationszeiten T2 und T2\* und errechneten daraus T2'. Sie kamen unter anderem zu dem Ergebnis, dass der „precision error“ mit 5,5 Prozent für T2\* relativ hoch war. Durch anschließende Phantommessungen konnte festgestellt werden, dass vier Prozent auf einen Systemfehler zurückzuführen waren. Der Unterschied zwischen Knochen mit niedriger und normaler Dichte (gemessen an der Lendenwirbelsäule; L2-L4) war mit dieser Methode (T2') mit grenzwertiger Signifikanz zu erfassen.

MACHANN et al. (Machann et al., 2000; Machann et al., 2001) befassten sich mit der Frage der Korrelation von QCT- und MRT-Knochendichtemessung in zwei verschiedenen Studien. Sie untersuchten hierzu an 30 bzw. an 35 Patienten den Calcaneus mittels QCT und MRT-ODM. Das Alter der Patienten lag jeweils zwischen 31 und 65 Jahren. In beiden Studien zeigte sich in den drei ausgewählten „regions of interest“ eine Korrelation der ermittelten Knochendichte bei beiden Methoden. Allerdings beschreiben die Autoren eine höhere Korrelation der Ergebnisse für den hinteren Teil des Calcaneus als für den vorderen Teil. Sie erklären dies mit den zwar stärkeren aber auch rarefizierteren Trabekeln im vorderen Calcaneusanteil – aufgrund der Rarefizierung der Trabekel wird eine zu niedrige Knochendichte mit der MRT gemessen. Sie verweisen schließlich darauf, dass die Korrelation von QCT- und MRT-Ergebnissen akzeptabel, jedoch noch nicht perfekt ist. Eine Verbesserung der

Messtechnik ist nötig, um die Methode der MRT-Knochendichtemessung in der klinischen Routine einsetzen zu können.

Die Möglichkeiten der MRT- und DEXA-Knochendichtemessmethoden im Bereich des Schenkelhalses wurde von AROKOSKI et al. (Arokoski et al., 2002) anhand einer Studie verglichen. Im Rahmen dieser Studie prüften sie unter anderem die Durchführbarkeit der T2\*-Relaxationszeitmessung zur Beurteilung der Knochenmineralisierung in diesem Bereich. Zum Patientenkollektiv zählten 28 gesunde Männer im Alter von 47-64 Jahren. Wie schon die Arbeitsgruppen vor ihnen, fanden auch sie eine signifikante inverse Korrelation von T2\* und der Knochendichte und -mineralisierung.

In einer aktuellen Studie aus dem Jahre 2004 erfassten MARIS et al. (Maris et al., 2004) bei 101 postmenopausalen Frauen den Knochendichtegehalt der Lendenwirbelsäule (L1-L4) und verglichen die Ergebnisse der MR-ODM- und der DEXA-Messungen. Der Untersuchungszeitraum erstreckte sich über 24 Monate, das Alter der Patientinnen lag zwischen 43 und 77 Jahren und es befanden sich unter den Frauen 38 mit einer nachgewiesenen Osteoporose. Bei der MRT-Messung wurden die T1-, T2-, T2'- und T2\*-Relaxationswerte erfasst. T2\* wurde in dieser Studie mit einer „2D single slice multi echo gradient echo“-Sequenz (MEGRE) ermittelt. Für alle untersuchten Parameter ließ sich ein signifikanter Zusammenhang zwischen der DEXA-Knochendichtemessung und der MRT-Knochendichtemessung belegen. Aufgrund ihrer Untersuchungen kommen die Autoren zu dem Schluss, dass sich mittels MRT – und hier besonders mittels der T2\*- und T2-Relaxationszeit – osteoporotischer von gesundem Knochen gut unterscheiden lässt. Der Kurzzeit-„precision error“ für die T2\*-Relaxationszeit (ermittelt aus fünf Messungen an einem Tag) lag bei 1,1 Prozent. Der Langzeit-„precision error“ wurde über den gesamten Zeitraum der Untersuchung (zwei Jahre) ermittelt und betrug in dieser Studie 3,9 Prozent.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass der „precision error“ in den vergangenen zwölf Jahren halbiert werden konnte. Diese Weiterentwicklung der MRT-Knochendichtemessung sowie der Verzicht auf ionisierende Strahlung lässt auf eine vielversprechende Diagnosemöglichkeit für den klinischen Einsatz hoffen.

*Diese Einschätzung war einer der Gründe, auch in der vorliegenden Arbeit die MR-ODM neben der CT-OAM einzusetzen. Im Folgenden werden zunächst die MR-ODM-Ergebnisse einer genaueren Betrachtung unterzogen. Die Ergebnisse der CT-OAM*

*dienen dann als Referenz für eine abschließende Betrachtung der Knochendichtemessung.*

Bei der Vermessung der Tibiaplateaus durch die MR-ODM wurde bei sieben Plateaus die größte Knochendichte im Bereich der medialen Gelenkfläche, bei vieren im Bereich der lateralen Gelenkflächen gemessen.<sup>17</sup>

Während der präoperativen Untersuchung in der orthopädischen Poliklinik der Universität Marburg wurden die Achsen der Kniegelenke der Patienten anhand von Röntgenbildern und CT-Topographien vermessen und die Ergebnisse dokumentiert.<sup>18</sup>

Mittels der MR-ODM konnte im Patientenkollektiv der vorliegenden Studie die präoperativ ermittelte Achsstellung im Kniegelenk lediglich für fünf der zehn Patienten anhand der gemessenen Knochendichteverteilung im Tibiaplateau verifiziert werden. Bei einer Patientin lagen die Daten der präoperativen Situation nicht vor, somit konnte das Ergebnis der MR-ODM-Messung dieses Tibiaplateaus nicht in den Vergleich einbezogen werden.

Die Methode liefert keine zufriedenstellenden Ergebnisse bezüglich der Übereinstimmung von Belastungssituation und Knochendichteverteilung in den untersuchten Kniegelenken.

In Tabelle 10 sind die Ergebnisse der präoperativen klinischen Untersuchung und der Knochendichtemessung mittels MR-ODM gegenübergestellt.

---

<sup>17</sup> Die genauen Werte sind im Kapitel 4 dieser Arbeit (Ergebnisse) eingefügt.

<sup>18</sup> Im Falle eines „genu varums“ liegt, begründet in der veränderten Krafteinwirkung auf das Kniegelenk, eine höhere Knochendichte für den Bereich der medialen Gelenkfläche vor, für das Vorliegen eines „genu varus“ verhält es sich genau umgekehrt (Müller-Gerbl, 1998; Hulet et al., 2001).

| RSA-Pat.-Nr. | Kniestellung | Knochendichtemaximum |
|--------------|--------------|----------------------|
| 130          | genu varum   | medial               |
| 135          | genu varum   | medial               |
| 158          | n.a.         | medial               |
| 160          | genu varum   | lateral              |
| 118          | genu varum   | lateral              |
| 126          | genu valgus  | medial               |
| 136          | genu varum   | medial               |
| 138          | genu varum   | medial               |
| 140          | genu valgus  | medial               |
| 153          | genu valgus  | lateral              |
| 169          | genu varum   | lateral              |

Tab. 10: Gegenüberstellung der präoperativ erfassten Kniegelenksachsen und der mittels MR-ODM ermittelten Knochendichtemaxima der Tibiaplateaus

Die Aussagekraft dieser Werte ist aufgrund mangelnder Vergleichsoptionen eingeschränkt. Im Hinblick auf die Lokalisation der Messung konzentrieren sich der überwiegende Teil der veröffentlichten Studien auf die Bereiche der Wirbelkörper, des Calcaneus, des Radius, des Tibiaschaftes oder des Femurs.

Eine Studie, in der der komplette Bereich des Tibiaplateaus mittels der MR-ODM vermessen wird, wurde von FRANSSON et al. (Fransson et al., 1999) veröffentlicht. Sie erfassten in dieser Studie die Relaxationszeit T2\* in den proximalsten drei Zentimetern der Tibia (ab kortikaler Endplatte) von sechs gesunden weiblichen Studienteilnehmerinnen (26-37 Jahre). Zusätzlich wurde die Knochendichte mittels DEXA im ipsilateralen proximalen Femur erfasst. Der ipsilaterale Calcaneus wurde mittels quantitativem Ultraschall vermessen. Sie fanden eine Verlangsamung der Signalabnahme des MRTs – ausgehend von der kortikalen Endplatte – von proximal nach distal. In dieser Arbeit wurde der Signalabfall allerdings nicht – wie in der vorliegenden – als Halbwertszeit  $t_{50}$  angegeben, sondern es wurde die Gesamtzeit in Millisekunden angegeben. Weiterhin wurde der Knochen komplett vermessen, demnach nicht in einen medialen und einen lateralen Anteil unterteilt.

Da in der vorliegenden Studie die Gelenkflächen getrennt voneinander vermessen wurden, ist es hier nicht möglich, die ermittelten Werte der Tibiaplateaus mit denen aus der Studie von FRANSSON et al. zu vergleichen. Ebenso verhält es sich mit dem unterschiedlich gemessenen Signalintensitätsabfall.

### Knochendichtemessung mittels CT-OAM

Die CT-OAM wird in der vorliegenden Studie als Gold-Standard bezüglich der Knochendichtemessung verwendet. Im Folgenden wird hier zunächst auf die bisher zu diesem Thema veröffentlichten Studien eingegangen.

Zur Beurteilung der Knochendichtemessung mittels der CT-OAM findet sich in der Literatur (hinsichtlich der Validierung der Methode) die bereits in Kapitel 3 erwähnte Monographie von MÜLLER-GERBL (Müller-Gerbl, 1998).<sup>19</sup>

MÜLLER-GERBL vergleicht unter anderem die Methode der CT-OAM mit der der Photodensitometrie. Sie kommt zu dem Schluss, dass die Photodensitometrie zur Validierung der CT-OAM geeignet ist, da sie eine standardisierte und in vielen Studien untersuchte Methode zur Knochendichtemessung darstellt.

Zur Validierung der Methode der CT-OAM wurden jeweils fünf Schulter- und Kniegelenke sowie jeweils drei Sakroiliakal- und Sprunggelenke mittels CT-OAM und Photodensitometrie auf ihre subchondrale Mineralisierung hin untersucht. Um die beiden Methoden miteinander vergleichen zu können, wurden gleiche Untersuchungseinheiten festgelegt. Die Hounsfield-Einheiten der CT-OAM wurden in Kalziumwerte umgerechnet, um diese mit der gemessenen Dichte der Photodensitometrie zu vergleichen. Es konnte hierbei gezeigt werden, dass die beiden Methoden eine identische Kalziumverteilung im subchondralen Knochen ermitteln. Die Reproduzierbarkeit der CT-OAM wurde durch sechs wiederholte Messungen ermittelt und betrug 80 Prozent (Müller-Gerbl, 1998). Die Autoren führen dies auf eine mögliche geringe Lageänderung (Kippung oder Rotation) zwischen den Messungen zurück.

„[...] Es ist zu betonen, dass die CT-OAM eine eigene, spezielle Methode zur Darstellung der subchondralen Mineralisierungsverteilung ist, und nicht in die Gruppe der Methoden einzuordnen ist, die im Rahmen der Osteoporosediagnostik eingesetzt werden [...]“ (Müller-Gerbl, 2004). Im Gegensatz zu diesen Methoden, die auch im spongiosen Knochen eingesetzt werden, kann die CT-OAM aufgrund ihrer Funktionsweise nur im kompakten, subchondralen Knochen oder im kortikalen Knochen Ergebnisse liefern. Primäres Ziel dieser Methode ist, Mineralisierungsunterschiede darzustellen, die ein Korrelat der Langzeitbeanspruchung in Gelenken darstellen. Erst in einem, der eigentlichen Messung nachfolgenden Schritt kann für jedes Densitogramm ein Kalziumwert in mg/ml bestimmt werden, der aber nur

---

<sup>19</sup> Weitere Vergleichsstudien mit anderen Methoden fehlen bis dato.



für das Densitogramm mit einer Dicke gilt, die der Auflösung der Pixel entspricht. Damit können Gelenke innerhalb eines Individuums und Gelenke verschiedener Individuen bezüglich ihres Mineralisierungsgrades verglichen werden. Die ermittelten Absolutwerte können aber aufgrund unterschiedlicher Messvolumina nicht Kalziumwerten, die mit anderen Methoden erfasst werden, direkt gegenübergestellt werden (Müller-Gerbl, 2004).

In den letzten Jahren fand die Möglichkeit der Knochendichteverteilungsmessung mittels dieser neuen Methode in mehreren Studien Anwendung. Vorreiter auf diesem Gebiet waren hier Arbeitsgruppen verschiedener Fakultäten der Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU); insbesondere sind hier die Autoren MÜLLER-GERBL und ECKSTEIN zu nennen (Müller-Gerbl et al., 1989; Müller-Gerbl et al., 1990; Eckstein et al., 1992; Müller-Gerbl et al., 1992; Eckstein et al., 1993; Eckstein et al., 1995; Müller-Gerbl, 1998). Insgesamt veröffentlichten die Arbeitsgruppen der LMU in verschiedenen Studien Untersuchungen an bisher 291 verschiedenen Gelenken mit Hilfe der CT-OAM (darunter Hand-, Ellbogen-, Knie-, Hüft-, Schulter-, Tarsometatarsal-, Metatarsophalangealgelenke) (Giunta et al., 1997; von Eisenhart-Rothe et al., 1997; Anetzberger et al., 2002; Linsenmaier et al., 2003).

In jüngster Zeit haben sich auch andere Arbeitsgruppen, beispielsweise die um den Niederländer HOOGBERGEN (Hoogbergen et al., 2002), mit diesem Thema beschäftigt. Sie untersuchte in einer Kadaverstudie zehn Handgelenke mittels der CT-OAM.

Alle Autoren, die die Methode der CT-OAM untersucht haben, sind einheitlich zu dem Ergebnis gekommen, dass die CT-OAM eine sehr gute und reproduzierbare Methode zur in vivo-Bestimmung der subchondralen Knochendichteverteilung ist. Die Methode wird daher in der vorliegenden Studie als Gold-Standard und Referenz verwendet.

Die CT-OAM-Untersuchung der resezierten Tibiaplateaus dieser Marburger Studie erfasste bei sieben Plateaus die höchste Knochendichte im subchondralen Bereich der medialen Gelenkfläche. Bei vier Plateaus wurde die höchste Knochendichte im Bereich der lateralen Gelenkfläche gefunden.<sup>20</sup> Die durch die CT-OAM gemessenen Knochendichteverhältnisse in den jeweiligen Tibiaplateaus decken sich somit mit den Prognosen bezüglich der Knochendichteverteilung, die durch die präoperative klinische Untersuchung aufgrund der Achsstellungen der Kniegelenke gestellt wurden. Weiterhin stimmen die gemessenen Knochendichteverteilungen mit denen, die in der Literatur an

---

<sup>20</sup> Auch hier sind die genauen Werte in Kapitel 4 dieser Arbeit nachzulesen.

Patienten mit Knieachsfehlstellungen beschrieben werden, überein (Müller-Gerbl, 1998).

Die dargestellten Ergebnisse sind in Tabelle 11 zur besseren Übersicht noch einmal gegenübergestellt.

| RSA-Pat.-Nr. | Kniestellung       | Knochendichtemaximum |
|--------------|--------------------|----------------------|
| 130          | Genu varum         | medial               |
| 135          | Genu varum         | medial               |
| 158          | n.a. <sup>21</sup> | lateral              |
| 160          | Genu varum         | medial               |
| 118          | Genu varum         | medial               |
| 126          | Genu valgus        | lateral              |
| 136          | Genu varum         | medial               |
| 138          | Genu varum         | medial               |
| 140          | Genu valgus        | lateral              |
| 153          | Genu valgus        | lateral              |
| 169          | Genu varum         | medial               |

Tab. 11: Gegenüberstellung der Kniegelenksachsen und der mittels CT-OAM ermittelten Knochendichtemaxima der Tibiaplateaus

In der Literatur finden sich zum direkten Vergleich der Knochendichtemessung mittels CT-Osteoabsorptiometrie und MR-Osteodensitometrie bis dato keine Studien, so dass hier darauf verzichtet werden muss.

Beim Vergleich der Ergebnisse der MR-ODM mit denen der Referenzmessung (CT-OAM) fällt auf, dass die MR-ODM in nur fünf der elf vermessenen Tibiaplateaus zu einem identischen Ergebnis bezüglich der Lokalisation der gemessenen Knochendichtemaxima kommt. Die gemessenen Knochendichteverteilungen sind in Tabelle 12 gegenübergestellt.

<sup>21</sup> Wie bereits erläutert, war bei einer Patientin die präoperative Achsstellung aus den vorhandenen Dokumenten nicht mehr eruierbar.

| RSA-Pat.-Nr. | Knochendichtemaximum in der CT-OAM | Knochendichtemaximum in der MR-ODM |
|--------------|------------------------------------|------------------------------------|
| 130          | mediales Plateau                   | mediales Plateau                   |
| 135          | mediales Plateau                   | mediales Plateau                   |
| 158          | laterales Plateau                  | mediales Plateau                   |
| 160          | mediales Plateau                   | laterales Plateau                  |
| 118          | mediales Plateau                   | laterales Plateau                  |
| 126          | laterales Plateau                  | mediales Plateau                   |
| 136          | mediales Plateau                   | mediales Plateau                   |
| 138          | mediales Plateau                   | mediales Plateau                   |
| 140          | laterales Plateau                  | mediales Plateau                   |
| 153          | laterales Plateau                  | laterales Plateau                  |
| 169          | mediales Plateau                   | laterales Plateau                  |

Tab. 12: Gegenüberstellung der mittels CT-OAM und MR-ODM gemessenen Knochendichtemaxima

Es stellt sich die Frage, warum nur fünf der elf Messungen übereinstimmen. Die Gründe sind zum einen in der Methode an sich zu suchen. Eine leicht unterschiedliche Lagerung der Tibiaplateaus auf den Untersuchungstischen kann unter Umständen zu einem abweichenden Ergebnis der beiden Methoden geführt haben.

Es ist bekannt, dass die MR-ODM-Messung von der Struktur und der Ausrichtung des Trabekelwerks zum Magnetfeld abhängig ist (Machann et al., 2000). Wie WHERLI et al. (Wehrli et al., 1995) in einer Studie darlegen, ist das MRT für das veränderte Signal solcher Knochenmarksprotonen empfindlich, die sich in den orthogonal zum Magnetfeld liegenden Trabekelzwischenräumen befinden. Eine akkurate und reproduzierbare Lagerung des Patienten (bzw. des anisotropen Tibiaplateaus) ist für die T2\*-Messung von großer Wichtigkeit (Fransson et al., 1999). So mag eine nicht völlig exakte Lagerung der Tibiaplateaus auf dem Untersuchungstisch des MRTs – und damit auch der „Anschnitt“ dieser Trabekelzwischenräume – dafür verantwortlich sein, dass die gemessene Halbwertszeit des MRT-Signals ( $t_{50}$ ) fälschlicherweise eine Knochendichte impliziert, die geringer oder höher ist, als der tatsächliche Wert. Dieser Zusammenhang muss als mögliche Ursache der abweichenden Dichtemessung im MRT in dieser Studie in Betracht gezogen werden.

Die Präparate der Tibiaplateaus wurden direkt nach der Implantation der Prothese tiefgefroren und bis zur Untersuchung gelagert. Ob das Tiefgefrieren und nachfolgende Auftauen der Präparate einen Einfluss auf die Messergebnisse hatte, wird in dieser Studie nicht untersucht.

Als weiterer Einflussfaktor muss auch der Sägevorgang während der Operation in Betracht gezogen werden. Alle Knieprothesen in der vorliegenden Studie wurden nach der herkömmlichen Operationstechnik implantiert. Das bedeutet, dass das Tibiaplateau manuell mit einer oszillierenden Säge abgetragen wurde. Wie bereits erläutert, wiesen VAN HAM et al. (Van Ham et al., 1998) nach, dass eine von Hand gesägte Schnittkante nicht so eben ist wie die von einem Roboter produzierte. Beispielsweise kann es, aufgrund örtlicher Sklerosierungen des tibialen Knochens, zu einem erhöhten Widerstand während des Sägens kommen. Daraus können Unregelmäßigkeiten und Unebenheiten in der Schnittfläche entstehen. Ob und in wie weit diese, durch einen erschwerten Sägevorgang entstehende Veränderung der Mikroarchitektur des Tibiaplateaus die MR-ODM beeinflusst hat, ist in dieser Studie nicht erfasst. JERGAS et al. (Jergas et al., 1995) beispielsweise betonen diesbezüglich, dass die Orientierung der Trabekel zum Magnetfeld bei der Messung von T2\* von Bedeutung sind und das Ergebnis beeinflussen. Eine durch den Sägevorgang artifiziell veränderte Mikroarchitektur dürfte somit einen Einfluss auf die T2\*-Messung gehabt haben.

Eine Möglichkeit der Validierung der MRT-Knochendichtemessung ist die Veraschung der Tibiaplateaus. Diese Möglichkeit war für diese Studie nicht gegeben. Anhand der Veraschung wäre ein Vergleich der zwei Tibiaplateauanteile bezüglich ihres Maximalmineralgehalts möglich gewesen.

Die Ergebnisse der MR-ODM-Messung bestätigen die bereits vorgestellten Studien. Auch in der vorliegenden Studie sind die Ergebnisse der Knochendichtemessung nicht exakt genug, um die tatsächliche Knochendichteverteilung darzustellen. Somit kann keine Empfehlung für den routinemäßigen Einsatz des MRTs zur Knochendichtemessung abgeleitet werden.

#### *z-Rotation des künstlichen Tibiaplateaus*

Die Prothesenmigration in der vorliegenden Studie wird anhand der Rotation um die z-Achse beschrieben. Im Folgenden wird die z-Rotation der Prothese in Bezug zu den Ergebnissen der Knochendichtemessungen gesetzt.

Die radiologischen Nachuntersuchungen bezüglich der Lockerung der Prothese fanden innerhalb der ersten acht Tage (Referenzuntersuchung), nach drei Monaten, zwölf Monaten und 24 Monaten postoperativ am Universitätsklinikum Marburg statt. Es wurden zu diesen Zeitpunkten Relativbewegungen mit der RSA-Methodik im Sinne von Translations- und Rotationsbewegungen der Tibiakomponente entlang bzw. um die drei

Kardinalachsen im Vergleich zur Tibiametaphyse gemessen. Die Tibiametaphyse wurde hier als Referenzsegment genutzt. Eine Rotation um die Sagittalachse des Gelenkes wird in der Variablen z-Rot ausgedrückt. Hierbei wird ein Absinken der lateralen Polyethylenkante mit konsekutiven Anstieg der medialen Kante des Tibiainlays erfasst – und umgekehrt. Der Parameter kann mit einem positiven oder einem negativen Vorzeichen angegeben werden. Es ist darauf zu achten, dass sich das Vorzeichen in Abhängigkeit der Körperseite (wie bereits in Kapitel 3 erläutert) ändert. Anhand dieser z-Rotation wurde die Bewegung der Prothese im Sinne einer Einsinkbewegung zu einer Seite hin nachvollzogen und mit den gemessenen Knochendichtewerten der jeweiligen Gelenkhälften verglichen.

Zur Kontrolluntersuchung nach 24 Monaten konnten im Patientenkollektiv der vorliegenden Arbeit die Knie aller elf Patienten geröntgt werden. Im Rahmen der RSA-Analyse wurden bezüglich der z-Rotation folgende Bewegungen erfasst: bei sechs der Patienten fand sich eine Rotation der tibialen Prothesenkomponente nach lateral (Einsinken zur Außenseite), bei den restlichen fünf eine Rotation nach medial (Einsinken zur Innenseite).

Zur besseren Visualisierung ist dies noch einmal in Tabelle 13 dargestellt. Hierbei erfolgt eine Angabe des Vorzeichens der Rotation und der daraus im jeweiligen Knie resultierenden Einsinkbewegung.

Von diesen elf Prothesen haben sich vier in Bezug auf ihre Rotation stabilisiert (d.h. das Ausmaß der Rotation ist verglichen zu der 12 Monatsuntersuchung geringer geworden). Im Gegensatz hierzu hat sich bei sieben Prothesen die Migrationsrichtung geändert bzw. der Rotationswert weiter vergrößert. Im Ergebnis zeigt sich, dass bei allen elf Prothesen innerhalb der letzten zwölf Monate der Nachuntersuchung eine kontinuierliche Migration stattgefunden hat.<sup>22</sup>

---

22 Alle Ergebnisse der RSA-Untersuchung (inklusive der Messwerte nach 3 und 12 Monaten für die z-Rotation und aller Ergebnisse der anderen Endpunkte der RSA-Analyse) sind in Kapitel 4 dieser Arbeit aufgelistet.

| RSA-Pat.-NR | Knie   | z-Rotation | Einsinkbewegung nach |
|-------------|--------|------------|----------------------|
| 130         | links  | negativ    | lateral              |
| 135         | links  | negativ    | lateral              |
| 158         | rechts | negativ    | medial               |
| 160         | rechts | positiv    | lateral              |
| 118         | rechts | negativ    | medial               |
| 126         | rechts | positiv    | lateral              |
| 136         | rechts | negativ    | medial               |
| 138         | links  | positiv    | medial               |
| 140         | rechts | positiv    | lateral              |
| 153         | rechts | negativ    | medial               |
| 169         | links  | negativ    | lateral              |

Tab. 13: Zusammenstellung der RSA-Werte bezüglich der z-Rotation nach 24 Monaten

Bei dem Vergleich der z-Rotationswerte der RSA-Analyse und der mittels der CT-OAM gemessenen Knochendichteverteilung lässt sich eine Korrelation zwischen der z-Rotation und der Knochendichteverteilung bei sechs der Patienten belegen. Die Korrelation besteht darin, dass das Tibiaplateau zu der Seite hin einsinkt, auf der die geringere Knochendichte gemessen wurde.

Ein derartiger Zusammenhang findet sich beim Vergleich der z-Rotationswerte und der mittels MR-ODM erfassten Knochendichtewerte bei ebenfalls sechs Patienten.

Von diesen jeweils sechs Patienten handelt es sich jedoch nur in drei Fällen um dieselben, so dass eine Korrelation der Rotationswerte und der Knochendichte mit allen drei Untersuchungsmethoden bei lediglich drei der elf Patienten vorliegt.

Auch dieser Zusammenhang ist noch einmal in Tabelle 14 zur Übersicht dargestellt.

| RSA-Pat.-NR | Knochendichtemax.<br>mittels MR-ODM | Knochendichtemax.<br>mittels CT-OAM | Einsinkbewegung<br>(z-Rotation) nach | Korrelation<br>aller drei Werte |
|-------------|-------------------------------------|-------------------------------------|--------------------------------------|---------------------------------|
| 130         | mediales Plateau                    | mediales Plateau                    | lateral                              | ✓                               |
| 135         | mediales Plateau                    | mediales Plateau                    | lateral                              | ✓                               |
| 158         | mediales Plateau                    | laterales Plateau                   | medial                               | –                               |
| 160         | laterales Plateau                   | mediales Plateau                    | lateral                              | –                               |
| 118         | laterales Plateau                   | mediales Plateau                    | medial                               | –                               |
| 126         | mediales Plateau                    | laterales Plateau                   | lateral                              | –                               |
| 136         | mediales Plateau                    | mediales Plateau                    | medial                               | –                               |
| 138         | mediales Plateau                    | mediales Plateau                    | medial                               | –                               |
| 140         | mediales Plateau                    | laterales Plateau                   | lateral                              | –                               |
| 153         | laterales Plateau                   | laterales Plateau                   | medial                               | ✓                               |
| 169         | laterales Plateau                   | mediales Plateau                    | lateral                              | –                               |

Tab. 14: Korrelation der drei Untersuchungen

Direkt zu der vorliegenden Arbeit vergleichbare Studien finden sich in der Literatur bis dato noch nicht. So wurde zwar, wie schon besprochen, in wenigen Studien der Zusammenhang der präoperativen Knochendichte und der Prothesenstabilität untersucht, jedoch nicht die Gelenkflächen getrennt voneinander untersucht und mit der Einsinkbewegung der Prothese nach lateral oder medial (z-Rotation) korreliert. Vielmehr wurde in den Studien, die die RSA-Analyse verwendeten, der MTPM (also die größte Bewegung einer der Inlay-Tantalum-Kugeln) oder zusätzlich die Maximum Subsidence und der Maximum Liftoff (als maximale Bewegung entlang der y-Achse) als Referenzbewegung herangezogen (Petersen et al., 1999; Li et al., 2000). Weiterhin wurde in diesen Studien die Knochendichte mittels DEXA bzw. Dual-Photon Absorptiometrie und nicht mittels CT-OAM oder MR-ODM gemessen.

In Bezug auf die von ihnen erfassten RSA-Parameter kamen Li et al. (Li et al., 2000) zu dem Ergebnis, dass bei zementierten Prothesen (12 von insgesamt 28 untersuchten) kein Zusammenhang zwischen der durchschnittlichen Knochendichte und Prothesenmigration besteht. In Bezug auf die maximale Subsidence (maximale kaudale Bewegung entlang der y-Achse) stellten sie bei den meisten zementierten Prothesen eine derartige Bewegung (im vorderen Bereich des Gelenkes) auf der Seite mit der niedrigeren Knochendichte fest.

PETERSEN et al. (Petersen et al., 1999) untersuchten in diesem Zusammenhang 22 Patienten mit allerdings unzementierten Knieendoprothesen. Sie verwendeten den MTPM als Referenzwert für die Prothesenmigration. Die Autoren fanden heraus, dass für den Zeitraum von 12-36 Monate nach Implantation die Prothesen, die in Knochen mit höherer Knochendichte implantiert wurden, einen geringeren MTPM aufwiesen als solche, die in Knochen mit einer geringeren Knochendichte implantiert wurden.

Ein direkter Vergleich der Ergebnisse der vorliegenden Arbeit mit diesen Studien ist, wie gesagt, nicht möglich, da unterschiedliche Parameter zur Beurteilung der Prothesenbewegung verwendet wurden. Die maximale Subsidence bezeichnet aber – wie die z-Rotation – eine Einsinkbewegung der Prothese. Insofern ist es zumindest möglich, durch sie eine vergleichbare Bewegungstendenz der Prothese anzuzeigen. Eine Einsinkbewegung auf der Seite mit der geringeren Knochendichte konnte in den Untersuchungen dieser Studie für die z-Rotation bei nur sechs der elf Prothesen nachgewiesen werden. Dies bestätigt die Ergebnisse von Li et al. nicht.

In der vorliegenden Arbeit wurde auf die Nutzung von statistischen Tests abgesehen, da bedingt durch die Fallzahl von elf Patienten keine signifikanten Ergebnisse erzielt werden konnten. Die geringe Patientenzahl ist dadurch bedingt, dass (neben Gründen wie Erkrankungen und Tod von Patienten) die postoperativen Röntgenaufnahmen von 35 Patienten die Qualitätsanforderungen dieser Studie nicht erfüllten. Die ersten postoperativen Röntgenaufnahmen wurden noch auf konventionelle Weise, also nicht digital, erstellt. Aus diesem Grund besteht ein Qualitätsunterschied zwischen den neuen, digitalen Kontrollaufnahmen und den postoperativen Aufnahmen, was unter Umständen zu verfälschten RSA-Ergebnissen geführt haben kann. Die unterschiedliche Qualität der Röntgenaufnahmen stellt somit sicherlich eine mögliche Fehlerquelle im Rahmen dieser Arbeit dar.

Aufgrund der letztendlich geringen Fallzahl versteht sich die vorliegende Studie als eine Pilotstudie. Die in der Arbeit erzielten Ergebnisse müssen anhand von weiteren Studien mit größeren Fallzahlen und entsprechender Statistik überprüft werden.

## **6. Schlussfolgerung**

Aus den hier vorgestellten Ergebnissen ergibt sich, dass im Patientenkollektiv der vorliegenden Studie die Migration von Knieendoprothesen nicht allein von der präoperativen Knochendichte abhängt. Entgegen den Aussagen der Literatur erscheint der Knochendichte in Bezug auf die Prothesenlockerung und Migration eine geringere Rolle zuzukommen. Wie auch von anderen Autoren, beispielsweise von PETERSEN et al. (Petersen et al., 1999), festgestellt wurde, spielen neben der Knochendichte andere Faktoren eine bedeutende Rolle im Lockerungsprozess von Knieendoprothesen.

Weiterhin zeigen die Ergebnisse dieser Studie, dass die Magnetresonanztomographie durch die Ergebnisse der CT-Knochendichtemessung nicht validiert werden kann. Nach den vorgestellten Ergebnissen muss die Technik der MR-ODM Methode noch weiter verbessert werden, um routinemäßig in der Knochendichtemessung eingesetzt werden zu können.

Nicht zuletzt wird in dieser Studie gezeigt, dass die CT-OAM eine geeignete Methode ist, die Knochendichteverteilung im subchondralen Bereich von Gelenkflächen zu erfassen.



## **7. Zusammenfassung**

Das Ziel dieser Studie war, einen möglichen Zusammenhang zwischen Knochendichte der tibialen Prothesenauflagefläche von Totalknieendoprothesen des Typs NEXGEN® LPS (ZIMMER) und der Prothesenmigration 24 Monate nach Implantation zu untersuchen. Weiterhin wurde in dieser Arbeit die Möglichkeit der Nutzung der MR-Tomographie zur Messung der Knochendichte überprüft. Daraus ergab sich für diese Arbeit folgende Fragestellung:

Gibt es einen Einfluss der Knochendichte des Tibiakopfes auf die Frühlockerung/Migration von Tibiakomponenten nach Knie-TEP-Implantation?

Ist die MR-Tomographie in diesem Zusammenhang ein geeignetes Verfahren zur Bestimmung der Knochendichte?

Zur Erfassung der Migration wurde die digitale röntgenstereometrische Analyse (DiRSA) als diagnostische Messmethode zur Erkennung postoperativer aseptischer Lockerungszeichen der tibialen Plateaus genutzt. Durch ihren Einsatz ist es möglich, anhand einer Verknüpfung von simultanen anteroposterioren und lateralen Röntgenaufnahmen dreidimensionale Bewegungen der Prothese zu erfassen. Durch Vergleichen von Aufnahmen zu verschiedenen Zeitpunkten kann ein zeitlicher Verlauf der Migration nachvollzogen werden. Die Endpunkte der DiRSA für die Longitudinalbewegung waren die Parameter MaxSub, LiftOff und MTPM sowie x-, y- und z-Rot für die Rotationsbewegungen. Die Nachuntersuchungen fanden jeweils innerhalb der ersten acht Tage (ohne Belastung des Beines nach der OP), nach drei Monaten, nach sechs Monaten, nach zwölf Monaten und nach 24 Monaten post operationem statt. Besonderes Augenmerk wurde hier auf die z-Rotation gelegt, da in dieser die Einsinkbewegung nach lateral oder medial ihren Ausdruck findet.

Zur Messung der Knochendichte kamen in dieser Arbeit zwei Verfahren zur Anwendung: die CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) und die MR-Osteodensitometrie (MR-ODM).

Anhand der CT-OAM ist es möglich, die subchondrale Knochendichteverteilung eines Gelenkes in vivo zu messen und – auf die Gelenkfläche projiziert – zu visualisieren. Da die Knochendichteverteilung innerhalb eines Gelenkes von der Belastungssituation desselben abhängt („loading history“), kann auf eine eventuell pathologische Krafteinwirkung auf das Gelenk geschlossen werden. Die CT-OAM basiert auf der Computertomographie und nutzt die aus den CT-Bildern gewonnen Daten, um ein

Densitogramm zu erstellen. Um die Knochendichteverteilung darzustellen, wird eine Falschfarbenbelegung der Hounsfield-Einheiten des CTs verwendet.

Mittels der MR-ODM wurde in dieser Arbeit die Relaxationszeit  $T2^*$  des Knochenmarks gemessen. Aufgrund der unterschiedlichen Suszeptibilitäten von Knochenmark und mineralisiertem Knochen hat das trabekuläre Maschenwerk des Knochens einen deutlichen Einfluss auf lokale Magnetfeldinhomogenitäten. Durch die Suszeptibilitätssprünge kommt es in der Folge einer Verbreiterung der Resonanzlinie für Protonen (innerhalb eines Voxels) zu einer Verkürzung der  $T2^*$ -Relaxationszeit.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden die resezierten Tibiaplateaus von insgesamt elf Patienten mit den genannten Messmethoden auf ihre Knochendichte hin untersucht. Allen Patienten wurde im Rahmen einer 80 Patienten umfassenden Vergleichsstudie im Zeitraum von 1997 bis 1999 eine Knie totalendoprothese des Typs NEXGEN<sup>®</sup> LPS (ZIMMER) implantiert. Die Migration dieser implantierten Prothesen wurde mittels DiRSA untersucht und die Ergebnisse der z-Rotation (Einsinkbewegung der Prothese nach lateral oder medial) mit der gemessenen Knochendichteverteilung in den Tibiaplateauhälften korreliert.

Weiterhin wurden die Ergebnisse der MR-ODM in der vorliegenden Studie mit der Knochendichteverteilungsmessung mittels CT-OAM (Gold-Standard) verglichen. Zusätzlich zu diesen Untersuchungen wurden die präoperativ anhand von CT-Topogrammen und konventionellen Röntgenaufnahmen bestimmten Achsfehlstellungen der zu operierenden Knie mit den, durch die CT-OAM und die MR-ODM erfassten Knochendichteverteilungen im Tibiaplateau verglichen. Mittels der CT-OAM konnten die präoperativen Diagnosen bei allen elf Patienten verifiziert werden, wohingegen die MR-ODM lediglich fünf der gestellten Diagnosen bestätigte.

Bei dem Vergleich der CT- und der MRT-Messungen fand sich bezüglich der Knochendichteverteilung eine Übereinstimmung bei fünf der elf Plateaus.

Bei jeweils sechs Plateaus zeigte sich eine positive Korrelation der Ergebnisse der CT- bzw. der MRT-Untersuchung mit der z-Rotation.

Es korrelierten allerdings nur bei drei der elf Patienten die Ergebnisse aller drei Untersuchungen.

Aufgrund der kleinen Fallzahl versteht sich diese Studie als eine Pilotstudie, deren Ergebnisse anhand von Studien mit einer größeren Fallzahl und entsprechender Statistik überprüft werden müssen.

## **8. Anhang**

### **8.1 Literaturverzeichnis**

1. Amstutz, H. C., S. M. Ma, et al. (1982).  
Revision of aseptic loose total hip arthroplasties.  
Clin Orthop(170): 21-33.
2. Anchuela, J., L. Gomez-Pellico, et al. (2001).  
Muscular function and bone mass after knee arthroplasty.  
Int Orthop 25(4): 253-6.
3. Anetzberger, H., C. Schulz, et al. (2002).  
Subchondral mineralization patterns of the glenoid after tear of the supraspinatus.  
Clin Orthop(404): 263-8.
4. Arokoski, M. H., J. P. Arokoski, et al. (2002).  
Comparison of DXA and MRI methods for interpreting femoral neck bone mineral density.  
J Clin Densitom 5(3): 289-96.
5. Augat, P. (2002).  
Zweienergie-röntgenabsorptiometrie (DXA) und periphere Computertomographie (pQCT) - Möglichkeiten und Grenzen der Methoden.  
in: Morphologie und Imaging Workshop. München.
6. Barkmann, R. (2002).  
Quantitativer Ultraschall zur Analyse des kortikalen und trabekulären Knochens.  
in: Morphologie und Imaging Workshop. München.
7. Barkmann, R., M. Heller, et al. (1999).  
Methoden der in vivo-Ultraschallmesstechnik am Skelett: Grundlagen und technische Realisierung.  
J Miner Stoffwechs 6(4): 22-27.
8. Bartel, D. L. (1999).  
The effects of design on long-term survivorship.  
Revision Total Knee Arthroplasty. P. A. Lotke, Garino, P.J. Philadelphia, Lippincott-Raven Publishers:Chapter 2: 17-28.

9. Brismar, T. B. (2000).  
MR relaxometry of lumbar spine, hip, and calcaneus in healthy premenopausal women: relationship with dual energy X-ray absorptiometry and quantitative ultrasound.  
Eur Radiol 10(8): 1215-21.
10. Bruhns, J., P. Behrens, et al. (1997).  
Perichondriumtransplantation bei Gelenkknorpelschäden.  
TW Sport und Medizin 9: pp90-94.
11. Bruns, J. and J. Steinhagen (1999).  
Transplantation of chondrogenic tissue in the treatment of lesions of of the articular cartilage.  
Orthopade 28(1): 52-60.
12. Cann, C. E. (1988).  
Quantitative CT for determination of bone mineral density: a review.  
Radiology 166: 509-522.
13. Carter, D. R. (1987).  
Mechanical loading history and skeletal biology.  
J Biomech 12: 1095-1109.
14. Compston, J. E., C. Cooper, et al. (1995).  
Bone densitometry in clinical practice.  
Bmj 310(6993): 1507-10.
15. Davis, C. A., H. K. Genant, et al. (1986).  
The effects of bone on proton NMR relaxation times os surrounding liquids.  
Invest Radiol 21: 472-477.
16. Debrunner, A. M. (2002).  
Orthopädie/orthopädische Chirurgie.34.
17. Deichgräber, K. (1983).  
Der Hippokratische Eid.  
Stuttgart.
18. Deshmukh, R. G., J. H. Hayes, et al. (2002).  
Does body weight influence outcome after total knee arthroplasty? A 1-year analysis.  
J Arthroplasty 17(3): 315-9.
19. Eckstein, F., M. Muller-Gerbl, et al. (1992).  
Distribution of subchondral bone density and cartilage thickness in the human patella.  
J Anat 180(Pt 3): 425-33.

20. Eckstein, F., M. Muller-Gerbl, et al. (1995).  
Subchondral bone density in the human elbow assessed by computed tomography osteoabsorptiometry: a reflection of the loading history of the joint surfaces.  
J Orthop Res 13(2): 268-78.
21. Eckstein, F., M. Steinlechner, et al. (1993).  
[Mechanical stress and subchondral mineralization of the human elbow joint. A CT-osteabsorptiometric study].  
Unfallchirurg 96(8): 399-404.
22. Engelke, K., S. Majumdar, et al. (1994).  
Impact of trabecular structur on marrow relaxation time T2\*: Phantom studies.  
Mag Res Med 31: 380-387.
23. Fassbender, H. G. and J. Zwick (1995).  
Neue Forschungsergebnisse auf dem Gebiet der Osteoarthritis.  
Wien. med. Wschr. 145: 96-98.
24. Fransson, A., S. Grampp, et al. (1999).  
Effects of trabecular bone on marrow relaxation in the tibia.  
Magn Reson Imaging 17(1): 69-82.
25. Freeman, M. A. R., R. C. Todd, et al. (1978).  
ICLH arthroplasty of the knee: 1968 - 1977.  
Journal of Bone and Joint Surgery B.60: pp339-44.
26. Funke, M., H. Bruhn, et al. (1994).  
[The determination of the T2\* relaxation time for characterizing trabecular bone].  
Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfah 161(1): 58-63.
27. Furnes, O., B. Espehaug, et al. (2002).  
Early failures among 7,174 primary total knee replacements: a follow-up study from the Norwegian Arthroplasty Register 1994-2000.  
Acta Orthop Scand 73(2): 117-29.
28. Galante, J. O. and W. Rostoker (1973).  
Fiber Metal Composites in the Fixation of Skeletal Prosthesis.  
Journal Biomed. Material Research 4: pp43-61.
29. Genant, H. K., K. Engelke, et al. (1996).  
Noninvasive assessment of bone mineral and structure: state of the art.  
J Bone Miner Res 11(6): 707-30.

30. Giunta, R., N. Lower, et al. (1997).  
[Stress on the radiocarpal joint. CT studies of subchondral bone density in vivo].  
Handchir Mikrochir Plast Chir 29(1): 32-7.
31. Goymann, V. (1999).  
Abrasion arthroplasty.  
Der Orthopäde 28(1): 11-8.
32. Grampp, S., S. Majumdar, et al. (1995).  
MRI of bone marrow in the distal radius: in vivo precision of effective transverse relaxation times.  
Eur Radiol 5: 43-48.
33. Griffin, F. M., G. R. Scuderi, et al. (1998).  
Total knee arthroplasty in patients who were obese with 10 years followup.  
Clin Orthop(356): 28-33.
34. Grifka, J., M. Moraldo, et al. (1990).  
Apparative und technische Voraussetzungen für die arthroskopische Chirurgie am Kniegelenk.  
Der Orthopäde 19: pp60-68.
35. Groeneveld, H. B. and D. Schöllner (1973).  
Die Patellarückflächenprothese- eine Ergänzung zur Kniegelenktotalalloarthroplastik.  
Arch. Orthop. Unfall-Chir. 76: 205.
36. Gunston, F. H. (1971).  
Polycentric knee arthroplasty.  
Journal of Bone and Joint Surgery B.53: pp272-75.
37. Gunston, F. H. (1973).  
Polycentric knee arthroplasty.  
Clin. Orthop. 94: pp128-35.
38. Hasselwander, A. (1954).  
Die objektive Stereoskopie an Röntgenbildern.  
Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
39. Hoikka, V. E., H. J. Jaroma, et al. (1990).  
Reconstruction of the patellar articulation with periosteal grafts. 4 - year follow - up of 13 cases.  
Acta Orthop. Scand. 61: 36-39.

40. Hollender, L. (1964).  
Determining the Elements of the Interior Orientation in Roentgenography.  
Acta Radiol Diagn (Stockh) 40: SUPPL 230:1-88.
41. Homminga, G. H. (1994).  
Repair of chondral lesions of the knee with a perichondral graft.  
in: Schlag / Bösch / Matras (Hrsg.), Orthopaedic Surgery - Maxillofacial Surgery.  
Springer Verlag Berlin: pp61-69.
42. Hoogbergen, M. M., W. J. Niessen, et al. (2002).  
Subchondral bone mineral density patterns representing the loading history of the wrist joint.  
J Hand Surg [Br] 27(2): 150-4.
43. Horowitz, S. M., S. B. Doty, et al. (1993).  
Studies of the mechanism by which the mechanical failure of polymethylmethacrylate leads to bone resorption.  
J Bone Joint Surg Am 75(6): 802-13.
44. Hulet, C., J. P. Sabatier, et al. (2001).  
[Dual x-ray absorptiometry assessment of bone density of the proximal tibia in advanced-stage degenerative disease of the knee].  
Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 87(1): 50-60.
45. Hunt, S. A., L. M. Jazrawi, et al. (2002).  
Arthroscopic management of osteoarthritis of the knee.  
J Am Acad Orthop Surg 10(5): 356-63.
46. Hunter, W. (1743).  
On the structure and diseases of articulating cartilages.  
Philos Trans Roy Soc 42B: 514-521.
47. Insall, J. N. and D. A. Dethmers (1982).  
Revision of total knee arthroplasty.  
Clin Orthop(170): 123-30.
48. Ishaque, N. S., Ch.; Kienapfel, H.; Pavone, V.; Koller, M.; Klose, K.J. (1998).  
Comparison of conventional and digital radiography - an experimental radiostereometry (RSA)-Examination. 8th Annual Meeting of European Orthopaedic Research Society, Amsterdam May 7.-10 and Journal of Bone and Joint Surg (B) 1999 Suppl. EORS Transactions.

49. Ishii, Y., K. Yagisawa, et al. (2000).  
Changes in bone mineral density of the proximal femur after total knee arthroplasty.  
J Arthroplasty 15(4): 519-22.
50. Jergas, M. D., S. Majumdar, et al. (1995).  
Relationships between young modulus of elasticity, ash density, and MRI derived  
effective transverse relaxation T2\* in tibial specimens.  
J Comput Assist Tomogr 19(3): 472-9.
51. Jungmichel, D., H. Weber, et al. (1988).  
Gelenkwaschung - eine Behandlungsmöglichkeit bei aktivierter Arthrose.  
Beitr. Orthop. Traumatol. 35: pp511-517.
52. Kalender, W. A. (1992).  
Effective dose values in bone mineral measurements by photon absorptiometry and  
computed tomography.  
Osteoporos Int 2: 82-87.
53. Kang, C., M. Paley, et al. (1999).  
In vivo MRI measurements of bone quality in the calcaneus: a comparison with DXA  
and ultrasound.  
Osteoporos Int 9(1): 65-74.
54. Karbowski, A., M. Schwitalle, et al. (1999).  
Periprosthetic bone remodelling after total knee arthroplasty: early assessment by dual  
energy X-ray absorptiometry.  
Arch Orthop Trauma Surg 119(5-6): 324-6.
55. Karrholm, J. (1989).  
Roentgen stereophotogrammetry. Review of orthopedic applications.  
Acta Orthop Scand 60(4): 491-503.
56. Kärrholm, J. (2000).  
Starting up UmRSA®000613. Practical Hints.  
Göteborg, Schweden.
57. Kärrholm, J., P. Herberts, et al. (1997).  
Radiostereometry of Hip Prostheses: Review of Methodology and Clinical Results.  
Clin Orthop 344: pp94-110.
58. Kärrholm, J. and F. Snorrason (1992).  
Migration of porous coated acetabular prosthesis fixed with screws roentgen  
stereophotogrammetric analysis.



J Orthop Res 10: pp826-35.

59. Kavanagh, B. F. and R. H. Fitzgerald, Jr. (1987).

Multiple revisions for failed total hip arthroplasty not associated with infection.

J Bone Joint Surg Am 69(8): 1144-9.

60. Kellgren, J., Lawrence, J. (1963).

Atlas of standard radiographic arthritis.

Oxford.

61. Kellgren, J., Lawrence, J. (1957).

Radiological assessment of osteo-arthritis.

Rheum Dis.

62. Kerner, J., R. Huiskes, et al. (1999).

Correlation between pre-operative periprosthetic bone density and post-operative bone loss in THA can be explained by strain-adaptive remodelling.

J Biomech 32(7): 695-703.

63. Kienapfel, H., S. Meudt, et al. (1997).

HA- coated versus non Ha- coated tibial components in Miller Galante II Total Knee Arthroplasty. A randomised RSA study.

Journal of Bone and Joint Surgery B.79: Suppl. 1: pp14-15.

64. Kienapfel, H. and R. Mutters (1999).

Two-stage reimplantation using individually adapted antibiotic loading of bone cement in infected total knee arthroplasty.

J. Bone Joint Surgery 81 B Suppl.: p169.

65. Kienapfel, H. and A. Wilke (1997).

Häufigkeit und Ergebnisse von Revisionseingriffen nach Kniegelenksersatzoperationen.

Z. Orthop 135: p119.

66. Kleinmann, K. H., B. Markefka, et al. (1996).

Zusammenfassung der Potentialermittlung für Hüft- und Kniegelenksoperationen in Allgemeinkrankenhäusern der BRD.

Orthopädie Mitteilungen 5: pp. 445-48.

67. Klima, S. and H. Kienapfel (2002).

Das deutsche Endoprothesenregister. Gegenwertiger Stand und Ausblick.

MedReport 35 (26): 1/8.

68. Knutson, K., S. Lewold, et al. (1994).

The Swedish knee arthroplasty register. A nation-wide study of 30,003 knees 1976-1992.

Acta Orthop Scand 65(4): 375-86.

69. Krause, W. R., W. Krug, et al. (1982).

Strength of the cement-bone interface.

Clin Orthop(163): 290-9.

70. Kroger, H., P. Vainio, et al. (1995).

Estimation of spinal bone density using conventional MRI. Comparison between MRI and DXA in 32 subjects.

Acta Orthop Scand 66(6): 532-4.

71. Kruger, T., D. Wohlrab, et al. (2000).

[The effect of arthroscopic joint debridement in advanced arthrosis of the knee joint].

Zentralbl Chir 125(6): 490-3.

72. Lang, I. and H. G. Willert (2001).

Erfahrungen mit dem Endoprothesenregister.

Z. ärztl. Fortbild. Qual. sich. 95: pp193-98.

73. Lee, R. W., R. G. Volz, et al. (1991).

The role of fixation and bone quality on the mechanical stability of tibial knee components.

Clin Orthop(273): 177-83.

74. Lexer, E. (1925).

Joint transplantation and arthroplasty.

Surgery, Gynecology and Obstetrics 40: pp782-809.

75. Li, M. G. and K. G. Nilsson (2000).

Changes in bone mineral density at the proximal tibia after total knee arthroplasty: a 2-year follow-up of 28 knees using dual energy X-ray absorptiometry.

J Orthop Res 18(1): 40-7.

76. Li, M. G. and K. G. Nilsson (2000).

The effect of the preoperative bone quality on the fixation of the tibial component in total knee arthroplasty.

J Arthroplasty 15(6): 744-53.

77. Li, M. G. and K. G. Nilsson (2001).

No relationship between postoperative changes in bone density at the proximal tibia and the migration of the tibial component 2 years after total knee arthroplasty.

J Arthroplasty 16(7): 893-900.

78. Li, S. and A. H. Burstein (1994).

Ultra-high molecular weight polyethylene. The material and its use in total joint implants.

J Bone Joint Surg Am 76(7): 1080-90.

79. Linsenmaier, U., S. Kersting, et al. (2003).

[Functional CT imaging: Load-dependent visualization of the subchondral mineralization by means of CT osteoabsorptiometry (CT-OAM)].

Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr 175(5): 663-9.

80. Lonner, J. H., M. Klotz, et al. (2001).

Changes in bone density after cemented total knee arthroplasty: influence of stem design.

J Arthroplasty 16(1): 107-11.

81. Lysell, E. (1969).

Motion in the cervical spine. An experimental study on autopsy specimens.

Acta Orthop Scand: Suppl 123:1+.

82. Machann, J., A. Raible, et al. (2001).

Osteodensitometry of human heel bones by MR spin-echo imaging: comparison with MR gradient-echo imaging and quantitative computed tomography.

J Magn Reson Imaging 14(2): 147-55.

83. Machann, J., P. Schnatterbeck, et al. (2000).

Magnetic resonance osteodensitometry in human heel bones: correlation with quantitative computed tomography using different measuring parameters.

Invest Radiol 35(7): 393-400.

84. Majumdar, S. (1991).

Magnetic field inhomogeneity effects induced by inherent tissue susceptibility differences in gradient echo magnetic resonance imaging: computer simulations.

Mag Res Med 22: 101-110.

85. Majumdar, S. and H. K. Genant (1992).

In vivo relationship between marrow T2\* and trabecular bone density determined with a chemical shift-selective asymmetric spin-echo sequence.

J Magn Reson Imaging 2(2): 209-19.

86. Maris, T. G., J. Damilakis, et al. (2004).  
Assessment of the skeletal status by MR relaxometry techniques of the lumbar spine: comparison with dual X-ray absorptiometry.  
Eur J Radiol 50(3): 245-56.
87. Maroudas, A., E. P. Katz, et al. (1986).  
Physiochemical properties and functional behaviour of normal and osteoarthritic human cartilage.  
Articular Cartilage Biochemistry. Raven Press, NY: pp311-330.
88. Metcalf, R. W. (1984).  
Arthroscopic knee surgery.  
Adv. Surg. 17: pp197-240.
89. Morgan, E. L. and J. A. Rand (1993).  
Results of Total Knee Arthroplasty using older constrained implant Designs.  
Total Knee Arthroplasty, edited by James A. Rand, Raven Press Ltd., New York: 177-191.
90. Moris, M., A. Peretz, et al. (1995).  
Quantitative ultrasound bone measurements: normal values and comparison with bone mineral density by dual X-ray absorptiometry.  
Calcif Tissue Int 57(1): 6-10.
91. Morrison, J. B. (1970).  
The mechanics of the knee joint in relation to normal walking.  
J Biomech 3(1): 51-61.
92. Müller-Gerbl, M. (1998).  
The subchondral bone plate.  
Adv Anat Embryol Cell Biol 141: III-XI, 1-134.
93. Müller-Gerbl, M. (2004).  
persönliche Auskunft, E-Mail vom 16.07.2004.
94. Müller-Gerbl, M., R. Putz, et al. (1989).  
Computed tomography-osteoabsorptiometry for assessing the density distribution of subchondral bone as a measure of long-term mechanical adaptation in individual joints.  
Skeletal Radiol 18(7): 507-12.
95. Müller-Gerbl, M., R. Putz, et al. (1990).  
[Demonstration of subchondral density pattern using CT- osteoabsorptiometry (CT-OAM) for the assessment of individual joint stress in live patients].

Z Orthop Ihre Grenzgeb 128(2): 128-33.

96. Müller-Gerbl, M., R. Putz, et al. (1992).

Demonstration of subchondral bone density patterns by three-dimensional CT osteoabsorptiometry as a noninvasive method for in vivo assessment of individual long-term stresses in joints.

J Bone Miner Res 7 Suppl 2: S411-8.

97. Ng, D. C. and F. X. Sundram (1998).

Bone mineral density--correlation between quantitative ultrasound characteristics and dual energy X-ray absorptiometry.

Ann Acad Med Singapore 27(4): 524-6.

98. Nilsson, K. G. and J. Kärrholm (1993).

Increased varus - valgus tilting of screw-fixated knee prostheses: stereoradiographic study of uncemented versus cemented tibial components.

J Arthroplasty 8: pp529-40.

99. Nilsson, K. G., J. Kärrholm, et al. (1999).

Hydroxyapatite coating versus cemented fixation of the tibial component in total knee arthroplasty: prospective randomized comparison of hydroxyapatite-coated and cemented tibial components with 5-year follow-up using radiostereometry.

J Arthroplasty 14(1): 9-20.

100. Njeh, C. F., T. Fuerst, et al. (1999).

Radiation exposure in bone mineral density assessment.

Appl Radiat Isot 50(1): 215-36.

101. Önsten, I., C. A.S., et al. (1994).

Migration of acetabular components, inserted with and without cement, in one-stage bilateral hip arthroplasty. A controlled, randomized study using roentgenstereophotogrammetric analysis.

J Bone Joint Surg (Am) 76((2)): pp185-94.

102. Otte, P. (2001).

Der Arthrose-Prozess.

Gelenkerhaltung - Gefährdung - Destruktion. R. O. 11. Teil 1 Osteochondrale Strukturen.

103. Pauwels, F. (1965).

Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates.

Berlin-Heidelberg-New York, Springer.

104. Petersen, M. M. (2000).

Bone mineral measurements at the knee using dual photon and dual energy X-ray absorptiometry. Methodological evaluation and clinical studies focusing on adaptive bone remodeling following lower extremity fracture, total knee arthroplasty, and partial versus total meniscectomy.

Acta Orthop Scand Suppl 293: 1-37.

105. Petersen, M. M., P. T. Nielsen, et al. (1994).

Determinants for migration of tibial component and bone remodeling in the proximal tibia following knee arthroplasty.

Trans Orthop Res Soc 19: 575.

106. Petersen, M. M., P. T. Nielsen, et al. (1999).

Preoperative bone mineral density of the proximal tibia and migration of the tibial component after uncemented total knee arthroplasty.

J Arthroplasty 14(1): 77-81.

107. Pitto, R. P., I. Lang, et al. (2002).

The German Arthroplasty Register.

Acta Orthop Scand Suppl 73(305): 30-3.

108. Regner, L., L. Carlsson, et al. (2000).

Tibial component fixation in porous- and hydroxyapatite-coated total knee arthroplasty: a radiostereo metric evaluation of migration and inducible displacement after 5 years.

J Arthroplasty 15(6): 681-9.

109. Regner, L. R., L. V. Carlsson, et al. (1999).

Bone mineral and migratory patterns in uncemented total knee arthroplasties: a randomized 5-year follow-up study of 38 knees.

Acta Orthop Scand 70(6): 603-8.

110. Robertsson, O., K. Knutson, et al. (2001).

The Swedish Knee Arthroplasty Register 1975-1997: an update with special emphasis on 41,223 knees operated on in 1988-1997.

Acta Orthop Scand 72(5): 503-13.

111. Rudert, M. and C. J. Wirth (1998).

Knorpelregeneration und Knorpelersatz.

Der Orthopäde 27: pp309-21.

112. Ryd, L. (1986).  
Micromotion in knee arthroplasty. A roentgen stereophotogrammetric analysis of tibial component fixation.  
Acta Orthop Scand 57(Suppl 220): 1-80.
113. Ryd, L., B. E. Albrektsson, et al. (1995).  
Roentgen stereophotogrammetric analysis as a predictor of mechanical loosening of knee prostheses.  
J Bone Joint Surg Br 77(3): 377-83.
114. Ryd, L., A. Lindstrand, et al. (1990).  
Porus coated anatomical tricompartmental tibial components: the relationship between prosthetic position and Micromotion.  
Clin Orthop (Am) 251: pp189-97.
115. Schneider, U., O. Mittler, et al. (1997).  
Wirkungsweise von Hyaluronsäure bei Gonarthrose beider Kniegelenke im Rechts / Links Vergleich. Untersuchung mit Dynamometrie, Sauerstoffpartialdruck, Temperatur und Lequesne - Score.  
Z. Orthop. 135: pp341-347.
116. Schulz, W. (1999).  
Kniegelenksnahe Osteotomien. Indikation, Durchführung, Resultate.  
Arthroskopie, Springer Verlag 12: pp22-28.
117. Schwägerl, W. and C. Pospisil (1995).  
Die orthopädische Behandlung von Arthrosen großer Gelenke.  
Wien. med. Wochenschrift 145: pp122-28.
118. Seki, T., G. Omori, et al. (1999).  
Is bone density in the distal femur affected by use of cement and by femoral component design in total knee arthroplasty?  
J Orthop Sci 4(3): 180-6.
119. Sellers, R. S., Peluso, D., Morris, E.A. (1997).  
The effect of recombinanthuman bone morphogenetic protein-2(rhBMP2) on the healing of full-thicknessdefctsof articular cartilage.  
JBone Joint Surg [Am] 79: 1452-1563.
120. Selvik, G. (1989).  
Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system.

Acta Orthop Scand Suppl 232: 1-51.

121. Skolnick, M. D., R. S. Bryan, et al. (1976).

Polycentric total knee arthroplasty. A two year follow up study.

Journal of Bone and Joint Surgery A 58: pp743-48.

122. Spicer, D. D., D. L. Pomeroy, et al. (2001).

Body mass index as a predictor of outcome in total knee replacement.

Int Orthop 25(4): 246-9.

123. Steinbrück, K. (1998).

[Cartilage damage/gonarthrosis. Diagnosis and therapy].

Orthopäde 27(12): 865-8.

124. Steinmeyer, J. (2001).

Drug therapy of arthrosis.

Orthopäde 30(11): 856-65.

125. Sugita, T., J. Umehara, et al. (1999).

Influence of tibial bone quality on loosening of the tibial component in total knee arthroplasty for rheumatoid arthritis: long-term results.

Orthopedics 22(2): 213-5.

126. Sumner, D. R., H. Kienapfel, et al. (1995).

Bone ingrowth and wear debris in well-fixed cementless porous-coated tibial components removed from patients.

J Arthroplasty 10(2): 157-67.

127. Sun, Y., T. Stürmer, et al. (1997).

Inzidenz und Prävalenz der Cox- und Gonarthrose in der Allgemeinbevölkerung.

Z. Orthop. 135: pp184-92.

128. Surin, V. V. and K. Sundholm (1983).

Survival of patients and prostheses after total hip arthroplasty.

Clin Orthop(177): 148-53.

129. Toksvig-Larsen, R. L. S., et al. (1994).

Effect of a cooled saw blade on prosthesis fixation. Randomized radiostereometry of 33 knee cases.

Acta Orthop Scand (Norway) 65(5): pp533-7,.

130. Valstar, E. R., H. A. Vrooman, et al. (2000).

Digital automated RSA compared to manually operated RSA.

J Biomech 33(12): 1593-9.



131. Van Ham, G., K. Denis, et al. (1998).  
Machining and accuracy studies for a tibial knee implant using a force-controlled robot.  
Comput Aided Surg 3(3): 123-33.
132. van Loon, C. J., M. C. de Waal Malefijt, et al. (1999).  
Femoral bone loss in total knee arthroplasty. A review.  
Acta Orthop Belg 65(2): 154-63.
133. van Loon, C. J., W. J. Oyen, et al. (2001).  
Distal femoral bone mineral density after total knee arthroplasty: a comparison with  
general bone mineral density.  
Arch Orthop Trauma Surg 121(5): 282-5.
134. Venesmaa, P. K., H. P. Kroger, et al. (2003).  
Periprosthetic bone loss after cemented total hip arthroplasty: a prospective 5-year dual  
energy radiographic absorptiometry study of 15 patients.  
Acta Orthop Scand 74(1): 31-6.
135. von Eisenhart-Rothe, R., F. Eckstein, et al. (1997).  
Direct comparison of contact areas, contact stress and subchondral mineralization in  
human hip joint specimens.  
Anat Embryol (Berl) 195(3): 279-88.
136. Walker, P. S., R. Emerson, et al. (1982).  
The kinematic rotating hinge: biomechanics and clinical application.  
Orthop Clin North Am 13(1): 187-99.
137. Walker, P. S. and A. R. Manktelow (2001).  
Comparison between a Constrained Condylar and a Rotating Hinge in revision knee  
surgery.  
Knee 8(4): 269-79.
138. Walker, P. S., M. Soudry, et al. (1984).  
Control of cement penetration in total knee arthroplasty.  
Clin Orthop(185): 155-64.
139. Wehrli, F. W., J. C. Ford, et al. (1995).  
Osteoporosis: clinical assessment with quantitative MR imaging in diagnosis.  
Radiology 196(3): 631-41.
140. Wehrli, F. W., J. A. Hopkins, et al. (2000).  
Cross-sectional study of osteopenia with quantitative MR imaging and bone  
densitometry.

Radiology 217(2): 527-38.

141. Wendelboe, A. M., K. T. Hegmann, et al. (2003).

Relationships between body mass indices and surgical replacements of knee and hip joints.

Am J Prev Med 25(4): 290-5.

142. Wessinghage, D. (1995).

Themistocles Gluck: Von der Organextirpation zum Gelenkersatz.

Deutsches Ärzteblatt 92([ Heft 33]): A-2180-2184.

143. Wessinghage, D. (2000).

[Historical aspects of joint prosthesis implantation. A bibliographic study].

Orthopade 29(12): 1067-71.

144. Wolff, J. (1892).

Das Gesetz der Transformation der Knochen. Hirschwald, Berlin.

## 8.2 Abbildungsverzeichnis

|                                                                                                                        |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <i>Abb. 1: Konzept des Arthroseprozesses nach Otte 2001</i>                                                            | 8  |
| <i>Abb. 2: Altersverteilung im Ursprungskollektiv</i>                                                                  | 30 |
| <i>Abb. 3: Darstellung des Patientenkollektivs</i>                                                                     | 31 |
| <i>Abb. 4: Altersverteilung im rekrutierten Kollektiv</i>                                                              | 31 |
| <i>Abb. 5 und 6: NexGen Knieprothese in antero-posteriorer und lateraler Ansicht</i>                                   | 34 |
| <i>Abb. 7: Ganzbeinaufnahme zur Beinachsenbestimmung</i>                                                               | 35 |
| <i>Abb. 8: Applikator für die Tantalummarkerimplantation</i>                                                           | 38 |
| <i>Abb. 9: Polyethyleninlay mit Bohrkanälen für die Tantalumkugeln (Skala in cm)</i>                                   | 38 |
| <i>Abb. 10: Zwei Röntgenröhren und Kalibrierungskasten</i>                                                             | 39 |
| <i>Abb. 11: schematische Darstellung eines „cage 10“</i>                                                               | 39 |
| <i>Abb. 12: Antero-posteriore und laterale Projektion eines Kniephantoms mit Kastenpunkten und Tantalummarkern</i>     | 40 |
| <i>Abb. 13: Knie im Kalibrierungskasten zur simultanen antero-posterioren und medio-lateralen Röntgenaufnahme</i>      | 40 |
| <i>Abb. 14: Kennzeichnung und Identifizierung der Tantalumkugeln</i>                                                   | 41 |
| <i>Abb. 15 und 16: Translationsbewegungen entlang der x- und y-Achse bzw. der z-Achse</i>                              | 43 |
| <i>Abb. 17-19: Rotationsbewegungen um die x-, y- und z-Achse</i>                                                       | 43 |
| <i>Abb. 20: zusammenfassende schematische Darstellung der Migrations- und Rotationsbewegungen nach Kärrholm, 1998.</i> | 43 |
| <i>Abb. 21: Dreidimensionale Bilder eines Tibiaplateaus</i>                                                            | 45 |
| <i>Abb. 22: Mit Falschfarben belegtes Bild eines Tibiaplateaus</i>                                                     | 46 |
| <i>Abb. 23: Ausgeschnittene Gelenkflächen projiziert auf das CT-Bild des Tibiaplateaus</i>                             | 46 |
| <i>Abb. 23: Ausgeschnittene Gelenkflächen projiziert auf das CT-Bild des Tibiaplateaus</i>                             | 46 |
| <i>Abb. 24: MRT-Bild eines Tibiaplateaus</i>                                                                           | 48 |
| <i>Abb. 25: von Hand eingezeichnete Gelenkfläche</i>                                                                   | 49 |
| <i>Abb. 26: Mit Falschfarben belegtes Bild eines Tibiaplateaus</i>                                                     | 50 |
| <i>Abb. 27: Graphische Darstellung des Intensitätsabfalls des Signals</i>                                              | 50 |
| <i>Abb. 28: MTPM im Verlauf der Nachuntersuchungsperiode</i>                                                           | 56 |
| <i>Abb. 29: Liftoff im Verlauf der Nachuntersuchungsperiode</i>                                                        | 57 |
| <i>Abb. 30: MaxSub im Verlauf der Nachuntersuchungsperiode</i>                                                         | 58 |
| <i>Abb. 31: x-Rot im Verlauf der Nachuntersuchungsperiode</i>                                                          | 60 |

---

|                                                                            |    |
|----------------------------------------------------------------------------|----|
| <i>Abb. 32: y-Rot im Verlauf der Nachuntersuchungsperiode</i>              | 61 |
| <i>Abb. 33: z-Rot nach drei Monaten</i>                                    | 63 |
| <i>Abb. 34: z-Rot nach zwölf Monaten</i>                                   | 63 |
| <i>Abb. 35: z-Rot nach 24 Monaten</i>                                      | 64 |
| <i>Abb. 36: x-Trans im Verlauf der Nachuntersuchungsperiode</i>            | 65 |
| <i>Abb. 37: y-Trans im Verlauf der Nachuntersuchungsperiode</i>            | 67 |
| <i>Abb. 38: z-Trans im Verlauf der Nachuntersuchungsperiode</i>            | 68 |
| <i>Abb.39: Kalziumwerte der Gelenkflächen</i>                              | 71 |
| <i>Abb. 40: Messwerte der MRT-Densitometrie</i>                            | 73 |
| <i>Abb. 41: mögliche Faktoren der Prothesenlockerung nach D. L. Bartel</i> | 75 |

### 8.3 Tabellenverzeichnis

|                                                                                                                                                        |     |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <i>Tab. 1: Darstellung der Achsstellungen im Kniegelenk des rekrutierten Patientenkollektives</i>                                                      | 32  |
| <i>Tab. 2: Darstellung des rekrutierten Patientenkollektives nach den Kriterien Geschlecht und Prothesenbeschichtung</i>                               | 32  |
| <i>Tab. 3: personenbezogene Daten der Patienten</i>                                                                                                    | 53  |
| <i>Tab. 4: Nachuntersuchung nach drei Monaten</i>                                                                                                      | 53  |
| <i>Tab. 5: Nachuntersuchung nach zwölf Monaten</i>                                                                                                     | 54  |
| <i>Tab. 6: Nachuntersuchung nach 24 Monaten</i>                                                                                                        | 54  |
| <i>Tab. 7: Messwerte der CT-OAM Messung</i>                                                                                                            | 70  |
| <i>Tab. 8: Messwerte der MRT-Densitometrie</i>                                                                                                         | 72  |
| <i>Tab. 9: Gegenüberstellung verschiedener Messverfahren nach GENANT et al.</i>                                                                        | 90  |
| <i>Tab. 10: Gegenüberstellung der präoperativ erfassten Kniegelenksachsen und der mittels MR-ODM ermittelten Knochendichtemaxima der Tibiaplateaus</i> | 95  |
| <i>Tab. 11: Gegenüberstellung der Kniegelenksachsen und der mittels CT-OAM ermittelten Knochendichtemaxima der Tibiaplateaus</i>                       | 98  |
| <i>Tab. 12: Gegenüberstellung der mittels CT-OAM und MR-ODM gemessenen Knochendichtemaxima</i>                                                         | 99  |
| <i>Tab. 13: Zusammenstellung der RSA-Werte bezüglich der z-Rotation nach 24 Monaten</i>                                                                | 102 |
| <i>Tab. 14: Korrelation der drei Untersuchungen</i>                                                                                                    | 102 |

## 8.4 Verzeichnis meiner akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren

in Marburg:

|              |            |                |                     |
|--------------|------------|----------------|---------------------|
| Arnold       | Hasilik    | Petermann      | Westermann          |
| Aumüller     | Hellinger  | Pfab           | Wichert             |
| Austermann   | Herzum     | Pfeiffer       | von Wille           |
| Bandmann     | Hesse      | Radsak         | Wirth               |
| Barth        | Himmelmann | Ramaswamy      | Wulf                |
| Basler       | Hoffmann   | Rechzeh        |                     |
| Bauhofer     | Hofmann    | Reichardt      |                     |
| Baum         | Hörsch     | Remschmidt     | <u>in Würzburg:</u> |
| Bien         | Joseph     | Renz           |                     |
| Boudriot     | Junge      | Richter        | Auer                |
| Celik        | Kaiser     | Rosenow        | Gay                 |
| Cetin        | Kern       | Rothmund       | Meesmann            |
| Christiansen | Klenk      | Schachtschabel | Roewer              |
| Czubayko     | Kienapfel  | Schäfer        |                     |
| Daut         | Klose      | Schmitt        |                     |
| Eissele      | Koolmann   | Schneyer       |                     |
| Elsässer     | Krieg      | Schuermann     |                     |
| Engenhardt-  | Lang       | Schulz         |                     |
| Cabillic     | Lennartz   | Schurek        |                     |
| Engel        | Leppek     | Steiniger      |                     |
| Feuser       | Löffler    | Stief          |                     |
| Fruhstorfer  | Lorenz     | Stiletto       |                     |
| Gemsa        | Maisch     | Sturm          |                     |
| Geus         | Mc Gregor  | Vohland        |                     |
| Gotzen       | Moll       | Voigt          |                     |
| Griss        | Moosdorf   | Wagner         |                     |
| Grzeschik    | Mueller    | Weihe          |                     |
| Happle       | Oertel     | Werner         |                     |

## 8.5 Danksagungen

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Heino Kienapfel.

Seine wertvollen Ratschläge und Hilfestellungen haben viel zum Erfolg dieser Arbeit beigetragen.

Ebenfalls besonderer Dank geht an die Arbeitsgruppe RSA, insbesondere an Frau Claudia Tannert, Herrn Tobias Neumann, Herrn Burkhardt Helfenritter und Herrn Dr. med. Christian Georg durch deren Einsatz im Rahmen eines tollen Teamworks das Gelingen dieser Arbeit erst möglich geworden ist.

Herrn Dr. med. Michael Koller danke ich für die Unterstützung in statistischen Fragen.

Für die freundliche Aufnahme im Anatomischen Institut in München, die Erläuterung der CT-OAM und die Geduld und Unterstützung bei der Erstellung der CT-OAM Datensätze bin ich Frau Prof. Dr. med. Magdalena Müller-Gerbl zu großem Dank verpflichtet.

Ebenso sei Herrn Prof. Dr. med. Griss für die freundliche Aufnahme in seiner Abteilung gedankt, ebenso den MTRA's der strahlendiagnostischen Abteilung und den Mitarbeitern der orthopädischen Poliklinik.

Ein ganz besonderer Dank gilt Herrn Nicolai Urbaniak für das wertvolle Lektorat der vorliegenden Arbeit.

Weiterhin möchte ich meiner Großmutter, Frau Rosemarie Tysper, für die finanzielle Unterstützung dieser Arbeit danken.

Ein besonderer Dank gebührt aber meinen Eltern, Ulrike und Helmut Tysper, für ihre enorme Unterstützung in jeglicher Hinsicht, durch die mein Studium und diese Arbeit erst möglich wurden.

## 8.6 Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Humanmedizin Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel

*Einfluss der Knochendichte des Tibiakopfes auf die Frühlockerung/Migration von Tibiakomponenten nach Knie-TEP-Implantation.*

im Medizinischen Zentrum für Operative Medizin II unter der Leitung von Herrn Prof. Dr. med. P. Griss mit Unterstützung durch Prof. Dr. med. H. Kienapfel ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt habe und bei der Abfassung keine anderen als die in der Dissertation aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe bisher an keinem in- und ausländischem Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Würzburg, den 14. Juni 2005

Stephanie Tysper



## 8.7 Publikationen

Aus der vorliegenden Arbeit wurden folgende Arbeiten veröffentlicht:

### Vorträge:

C. Tannert, S. Tysper, C. Georg, K.-J. Klose, P. Griss, H. Kienapfel

*„Eine experimentelle Radiostereometriestudie zum Effekt einer PMMA  
Vorbeschichtung auf das Lockerungsverhalten von zementierten Knieprothesen“*  
Deutscher Orthopädenkongress 2002  
25.-28.09.2002, Berlin

S. Tysper, C. Tannert, J.T. Heverhagen, H. Kienapfel, K.J. Klose, C. Georg

*„CT- und MR-tomographische Knochendichtebestimmung an resezierten  
Tibiaplateaus. Korrelation mit der röntgenstereometrisch gemessenen Bewegung  
tibialer Gelenkersatzkomponenten.“*  
84. Deutscher Röntgenkongress  
28.-31. Mai 2003, Wiesbaden

C. Tannert, S. Tysper, C. Georg, K.-J. Klose, P. Griss, H. Kienapfel

*„Eine experimentelle Radiostereometriestudie zum Effekt einer PMMA  
Vorbeschichtung auf das Lockerungsverhalten von zementierten Knieprothesen“*  
84. Deutscher Röntgenkongress  
28.-31. Mai 2003, Wiesbaden

Poster:

S. Tysper, C. Georg, C. Tannert, M. Müller-Gerbl, J.T. Heverhagen, K.-J. Klose, H. Kienapfel

*“Evaluation of bone density in resected tibial plateaus using CT and MRI. Correlation with migration of tibial joint replacements using radiostereometry.”*

European Orthopedic Research Society Meeting (EORS)

3<sup>rd</sup> – 6<sup>th</sup> June 2003, Helsinki, Finland

C. Tannert; S. Tysper; C. Georg; M. Koller; H. Kienapfel

*“The effect of PMMA precoating on early migration of tibial components in total knee arthroplasty. An explorative study using digital radiostereometric analysis (DIRSA)”*

European Orthopedic Research Society Meeting (EORS)

3<sup>rd</sup> – 6<sup>th</sup> June 2003, Helsinki, Finland